

Electrotherapeutic toothbrush

Publication number: CN1073607 (A)

Publication date: 1993-06-30

Inventor(s): WENHUI WANG [CN]

Applicant(s): WANG WENHUI [CN]

Classification:

- **international:** **A46B9/04; A61C17/22; A61H7/00; A61N1/18; A46B9/00; A61C17/16; A61H7/00; A61N1/18;** (IPC1-7): A61N1/18; A46B9/04; A61C17/22; A61H7/00

- **European:**

Application number: CN19911012650 19911228

Priority number(s): CN19911012650 19911228

Abstract of **CN 1073607 (A)**

The present invention discloses a kind of electrotherapeutic toothbrush, including removable toothbrush head, toothbrush handle and conductive toothbrush fibres. Its conductive toothbrush fibres are the nylon yarns in which the Ni-Cr threads are inserted. The toothbrush head is equipped with two groups of conductive toothbrush fibres distributed in a certain form, and in the toothbrush handle a power supply switch, a music generation device and a power supply are mounted, and then the above-mentioned those conductive bodies are connected into a specific loop. When brushing teeth, the power supply switch is switched on, and the teeth and gum are fully placed in the microcurrent produced between the conductive toothbrush fibres, thereby promoting blood circulation of gum and raising medicinal effect of toothpaste.

.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 91112650.3

[51] Int.Cl⁵

A61N 1/18

[43] 公开日 1993 年 6 月 30 日

[22]申请日 91.12.28

[71]申请人 王文辉

地址 325000 浙江省温州市人参巷 12 弄 12 号

[72]发明人 王文辉

[74]专利代理机构 杭州市专利事务所

代理人 俞润体

A61H 7/00 A61C 17/22

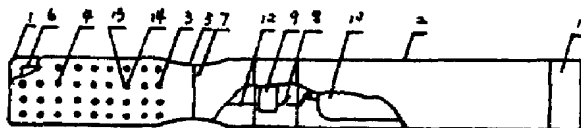
A46B 9/04

说明书页数: 4 附图页数: 1

[54]发明名称 电治疗牙刷

[57]摘要

本发明公开了一种电治疗牙刷,它包括可脱卸的刷头 1、刷柄 2 和导电刷毛 4。其导电刷毛 4 是嵌有镍铬丝的尼龙丝,刷头 1 上装有两组按一定形式分布的导电刷毛 4'和 4'',刷柄 2 中装有电源开关 8,音乐发生装置 9 和电源 10,将这些导电体接成一个特定回路,刷牙时打开电源开关,牙齿和牙床便完全置于导电刷毛间所产生的微电流中,从而促进了牙床的血液循环并增强了牙膏的药效。



权 利 要 求 书

1、一种电治疗牙刷,它包括刷头1、刷柄2、导电刷毛4和牙刷内的电源10,其特征在于所述的导电刷毛4是嵌有镍铬丝的尼龙丝,导电刷毛在刷头上分为两组,其一端分别与牙刷内的电源10两极相连。

2、根据权利要求1所述的电治疗牙刷,其特征在于两组导电刷毛间可以由普通刷毛3隔开,即两组导电刷毛可分布在刷头的两端或两侧,也可以是一组包围在另一组之外。

3、根据权利要求1或2所述的电治疗牙刷其特征在于牙刷内还设有一个电源开关8。

4、根据权利要求1或2所述的电治疗牙刷其特征在于牙刷内还设有音乐发生装置9。

5、根据权利要求3所述的电治疗牙刷,其特征在于牙刷内还设有音乐发生装置9。

6、根据权利要求1或2所述的电治疗牙刷,其特征在于牙刷的刷头1和刷柄2之间可以是脱卸式的

7、根据权利要求3所述的电治疗牙刷,其特征在于牙刷的刷头1和刷柄2之间可以是脱卸式的。

8、根据权利要求4所述的电治疗牙刷,其特征在于牙刷的刷头1和刷柄2之间可以是脱卸式的。

9、根据权利要求6所述的电治疗牙刷,其特征在于牙刷的刷头1和刷柄2之间可以是脱卸式的。

电 治 疗 牙 刷

本发明涉及一种电治疗牙刷

中国专利CN1040918A公开了一种‘电离子口腔治疗微电器’，它的外形如同一支牙刷，刷头上的刷毛中有一组由钨--硼纤维复合材料制作的导电刷毛，这组导电刷毛与刷柄中的电源负极相连，在靠近刷毛的刷柄表面装有一片作为阳极板的裸露金属片，它与刷柄内的电源正极相连通，使用时，在导电刷毛与金属片之间产生微电流，从而导电刷毛释放微量元素，以用作对口腔疾患的治疗和防止，但是这种电离子口腔治疗微电器有如下不足：一是其导电刷毛必须在1200~1300°C的高温氢气介质中制作，具有一定的难度；二是导电刷毛均布在刷头上，在刷牙时牙齿只单独与刷毛接触，导电刷毛与金属片之间所产生的微电流不能充分得到利用，且作用单一，对牙床所起的电按摩效果也受到限制；三是裸露的金属片易受腐蚀而损坏，导电刷毛与金属片之间也很易因导电介质的存在而短路，引起电池漏电。

本发明的目的为了解决以上技术的不足而提供一种制作简便的导电刷毛，刷毛以多种形式排布并且在刷牙时牙床和牙齿能完全置于这种导电刷毛间所产生的电场范围内，以起到预防和治疗口腔疾患的不同效果的电治疗牙刷。本发明的另一个目的是为了解决电治疗牙刷内电源可能发生的短路和漏电现象。

为了达到上述目的，本发明所设计的电治疗牙刷其牙刷的导电

刷毛是嵌有镍铬丝的尼龙丝,导电刷毛在刷头上分为两组,其一端分别与牙刷内的电源两极相连。两组导电刷毛间还可以由普通尼龙刷毛隔开,两组导电刷毛的分布可以处在刷头的两端或两侧,也可以是一组包围在另一组之外。这种不同的分布形成了不同的电流流动形式,对牙床产生不同的电按摩作用,产生不同的效果。由于设置了正、负两组导电刷毛,可以在刷牙时正、负两极皆与牙齿接触,使微电流充分在口腔内流动,加强了电按摩作用。如采用带有药效的特殊牙膏相配合,因这些带有药效的正、负离子都能进一步吸附在牙齿表面,则疗效将更好。

另外,为了进一步完善本发明的电治疗牙刷,在电治疗牙刷内还设有一个电源开关,以防导电刷毛短路而引起电池漏电。在刷柄内还装有音乐发生装置,它既可以作为导电刷毛间导通而产生微电流时的一种信号,又可分散人们因牙痛而产生的精神紧张情绪。电治疗牙刷的刷头可以是脱卸式的,这样能使使用者方便地更换已损耗的部件,以降低使用者的开支。

图1为电治疗牙刷的示意图;

图2、图3为导电刷毛在刷头上的分布示意图;

图4为电源开关实施图;

图5为电治疗牙刷内的电路原理图;

图6、图7、图8是刷头与刷柄脱卸结构示意图。

下面通过实施例结合附图对本发明作进一步描述,

实施例1:

如图1所示,电治疗牙刷由刷头1和刷柄2组成,其中包括普通尼

龙刷毛3、导电刷毛4、刷头脱卸端5、刷头后盖8、刷柄脱卸端7、电源开关8、音乐发生装置9、电源10、刷柄后盖11 和连接导线12。普通尼龙刷毛材料优先选用尼龙6或尼龙66制作,导电刷毛4由尼龙丝13内嵌入镍铬丝14或空心尼龙丝中穿入镍铬丝来实现,刷头和刷柄的基础材料优先选用ABS工程塑料并通过注塑制作,两组导电刷毛4'和4''在刷毛上的分布形式可以分布在刷头的两端,也可以如图2、图3所示两组导电刷毛4'和4''分布在刷头的两侧或一组包围在另一组之外,这种不同分布形式的刷头在牙刷上,可通过脱卸来更换,两组导电刷毛间都可以设置有一定数量的普通刷毛3,使两导电刷毛间保持一定的距离。导电刷毛4'和4''穿入刷头内空穴的一端分别与刷头脱卸端5上的正、负导线相焊接,4'和4''各自接正或负端导线都可以。刷柄上脱卸端7内的导线是暗装的,刷柄内设有空间,用以按装电源开关8、音乐发生装置9和电源10,电源开关可以采用纽子式、按钮式或按图4所示的旋转接触式开关设置,如图4所示,当转动体15顺时针转动时,弹簧片16与触头17碰通,逆时针转动时,弹簧片16弹回卡阶18内而断开,以起到开关作用。音乐发生装置9与电源10、电源开关8、导电刷毛4及导线12 的连接方式按图5所示的电路原理图连接,音乐发生装置9由音乐集成块19 和微型电喇叭20组成,电源开关8打开后,当两组导电刷毛4导通时,音乐发生装置9便发出音乐,刷头与刷柄间的脱卸方式可以是如图6 所示的卡式结构。如图6所示,在刷头脱卸端5上设有两只卡脚21,两只卡脚上分别设有与导线相连的导电触片22和23,在刷柄脱卸端7 上设有两条纵向卡槽24和两条与纵向卡槽分别相通的横向卡槽25,在横

向卡槽25两端设有与导线相连的导电触片26、27。卡脚21与卡槽24、26相匹配,当刷头延纵向卡槽24插入后再延横向卡槽25旋转,刷头便装于刷柄上,并且使刷头和刷柄内的导线相连通,这样便构成了本发明所要求的电治疗牙刷,以达到本设计的目的。

实施例2:

电治疗牙刷的刷头1和刷柄2之间的脱卸方式还可以是插入式的,如图7所示,刷头脱卸端5中间内凹,并设有与其内部导线相连的导电触头28、29,刷柄脱卸端7为凸形,并设有与其内部导线相连并与导电触头28、29相对应的导电触片30、31,两脱卸端5和7按一定松紧配合,当刷头插入刷柄中后,其各自内部的导线也随触头与触片的结合而连通,以达到本设计的目的。

实施例3:

电治疗牙刷的刷头1和刷柄2之间的脱卸方式还可以是螺旋式的。如图8所示,刷头脱卸端5中间内凹,并设有内螺纹,其凹底部设有两片与其内部导线相连的导电触片32、33,刷柄脱卸端7为凸形,其突出部设有与脱卸端5中的内螺纹相配合的外螺纹,在凸顶设有两片与其内部导线相连的导电触片34、35,当刷头旋入刷柄中后,刷头与刷柄内部的导线相连通,以达到本设计的目的。

本发明设计的电治疗牙刷,其导电刷毛实施简单,导电刷毛有多种排布,从而产生不同的效果,并且避免了电池的漏电现象,在使用中,对于促进牙床的血液循环,增强牙膏的药效,从而对牙病的治疗和预防都具有一定的积极作用。

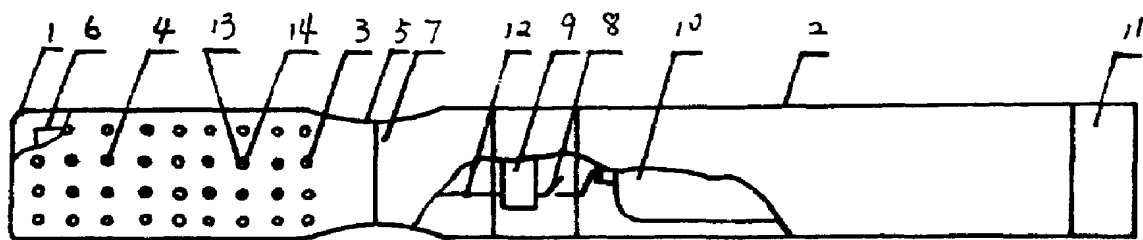


图 1

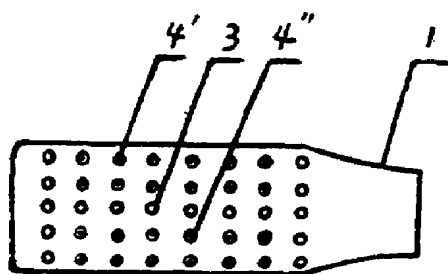


图 2

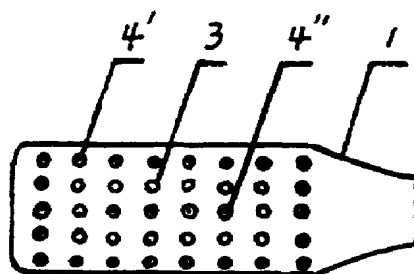


图 3

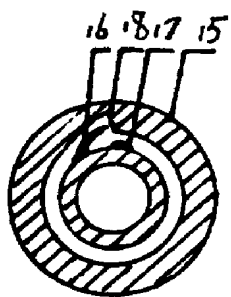


图 4

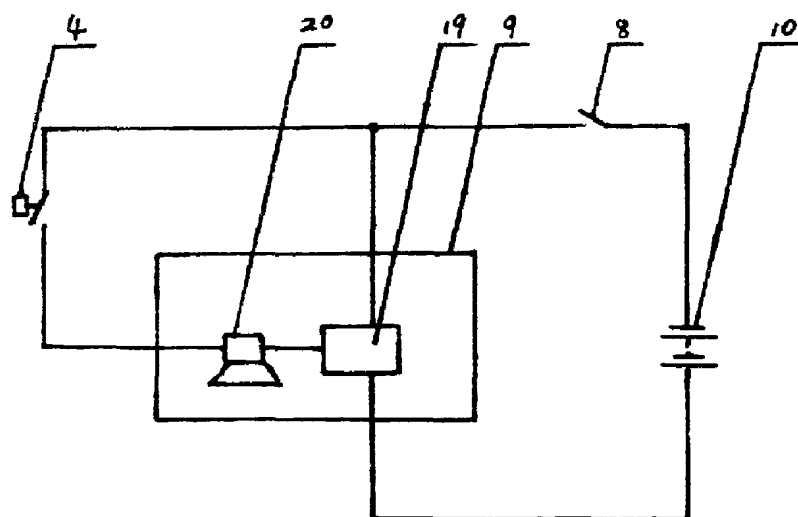


图 5

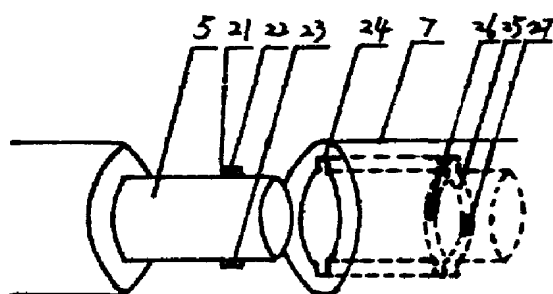


图 6

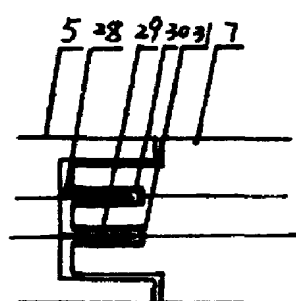


图 7

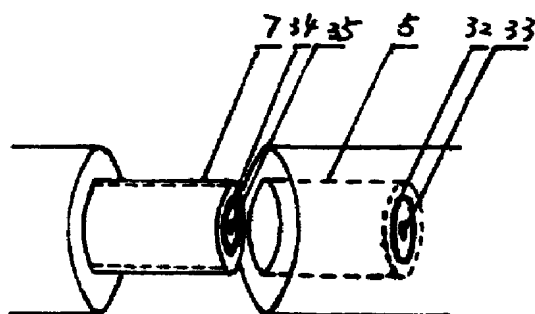





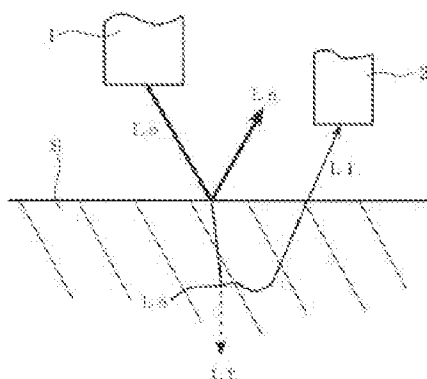
图 8

Optical property testing method for skin surface state and device thereof**Publication number:** CN1182572 (A)**Publication date:** 1998-05-27**Inventor(s):** HARUTO KAZAMA [JP]; YOSHINAO NAGASE [JP]; YUKIBAKU YATA [JP]**Applicant(s):** KAO CORP [JP]**Classification:****- international:** **A61B5/00; A61B5/103; A61B5/107; A61B5/1455; A61B10/00; A61B5/00; A61B5/103; A61B5/107; A61B5/145; A61B10/00;** (IPC1-7): A61B5/00; G01N21/00**- European:** A61B5/103N4**Application number:** CN19971022796 19971025**Priority number(s):** JP19960301277 19961025; US19980176026 19981021**Also published as:** CN1161073 (C) US6070092 (A) JP10127585 (A)

Abstract not available for CN 1182572 (A)

Abstract of corresponding document: **US 6070092 (A)**

Light L_o is allowed to be applied on the skin S , the internal scattered light L_i in the region from the surface of the skin S to the microcirculation system is detected preferably in at least three wavelength regions of 400 to nm, 500 to 600 nm, 600 to 800 nm, or 800 to 1500 nm, and the optical properties which are affected by blood circulation, such as skin color, spots, and discoloration are determined. With these optical properties, the surface state of the skin can be evaluated better.

Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide

[19]中华人民共和国专利局

[51]Int.Cl⁶

A61B 5/00

G01N 21/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 97122796.9

[43]公开日 1998 年 5 月 27 日

[11] 公开号 CN 1182572A

[22]申请日 97.10.25

[30]优先权

[32]96.10.25[33]JP[31]301277 / 96

[71]申请人 花王株式会社

地址 日本东京都

[72]发明人 风间治仁 永嶋义直

矢田幸博

[74]专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

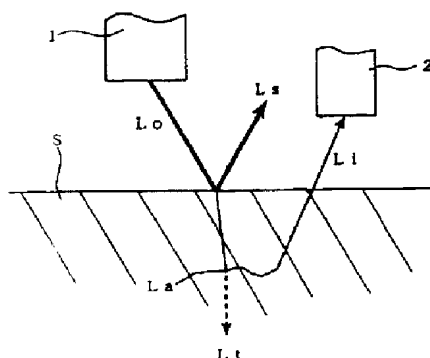
代理人 叶恺东 萧掬昌

权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图页数 6 页

[54]发明名称 皮肤表面状态的光学特性测定方法及其装置

[57]摘要

本发明可以用于正确地评价受血液循环影响的皮肤肤色度合适程度,病患、光泽、灰暗等光学特性;方案是使光 L_o 入射在皮肤 S 上,检测从皮肤表面到微循环系统范围的内部散射光 L_i ,计算出光学特性,借此测定皮肤表面状态。这时作为检测光最好使用波长为 400~500nm, 500~600nm、600~800nm、800~1500nm 的三个以上波长范围的光。



权 利 要 求 书

1、一种皮肤表面状态的光学特性测定方法，其特征在于：使光入射在皮肤上，通过检测从皮肤表面到微循环系统范围内的内部散射光计算出光学特性。

5 2、如权利要求1所述的测定方法，其特征在于：使光发射单元与皮肤接触发出入射光，使光接收单元接触皮肤接收皮肤的内部散射光。

3、如权利要求1所述的测定方法，其特征在于检测波长是400 ~ 1500nm的光。

4、如权利要求1所述的测定方法，其特征在于检测波长为400 ~ 500nm
10 的光。

5、如权利要求1所述的测定方法，其特征在于检测波长当500 ~ 600nm的光。

6、如权利要求1所述的测定方法，其特征在于检测波长为600 ~ 800nm的光。

15 7、如权利要求1所述的测定方法，其特征在于检测波长为800 ~ 1500nm的光。

8、如权利要求3、4、5、6或7所述的测定方法，其特征在于：通过检测3个以上波长范围的光，计算出与皮肤的血红蛋白含量有关光学的特性。

9、如权利要求3、4、5、6或7所述的测定方法，其特征在于：通过检
20 测3个以上波长范围的光，计算出与血红蛋白氧饱和度有关的光学特性。

10、如权利要求3、4、5、6或7所述的测定方法其特征在于、通过检测3个以上波长范围内的光，计算出与皮肤黑色素含量有关的光学特性。

11、如权利要求3、4、5、6或7所述的测定方法，其特征在于通过检测3个波长范围的光计算出皮肤的肤色指数。

25 12、一种实施权利要求1 ~ 11中任意一项方法的皮肤表面状态的测定装置，其特征在于：包括使确定波长范围的光入射到皮肤上的发光单元，接收从发光单元入射到皮肤上的光的内部散射光的光接收单元，根据由光接收单元接收的光的波长和光量计算出从皮肤表面到微循环系统范围的皮肤光学特性的计算单元；该发光单元和光接收单元上与皮肤相对的那一面被高度为0.2 ~ 0.8mm的周
30 壁包围。

13、如权利要求 12 所述的测定装置，其特征在于：发光单元可以使 3 个以上波长范围的光入射。

说明书

皮肤表面状态的光学特性测定方法及其装置

5 本发明涉及通过计算从皮肤表面到微循环系统受到血红朊、黑色素等影响范围的光学特性测定皮肤表面状态的方法。

现有的测定皮肤色素沉着、色泽灰暗等评价方法。是使特定波长的光入射到皮肤表面上，计算接收到的该反射光特定波长中的皮肤反射率借此评价红斑和色素沉着的方法是公知的（特开昭 58-33153 号公报）。另外，为了测定皮肤的色
10 素沉着而通过计算在特定的两个波长下的皮肤反射率的比值计算出关于黑色素含量和血红朊含量等指数的方法也是公知的（特开平 5-16160 号公报）。

另外，作为不受血液影响的表皮色相测定方法，通常是吸引皮肤表面将部分拉起，使白光射入到该拉起部分然后计算出表皮透射光的分光谱的方法也是公知的（特开平 5-87730 号公报）。

15 可是，利用上述测定皮肤的反射光测定方法，由于在接收光中除了含有皮肤内部的散射光之外还会有许多其它表面散射光，所以在接收光的光路长度上的色散增加，引起不能正确分析的问题。

另外在检测表皮透射光的方法中存在由于排除血液对检测结果的影响而不能评价受血液循环影响的皮肤表面的色度程度的问题。

20 本发明的目的是解决已有技中的问题，正确地评价血液微循环状态和由于黑色素沉着引起的有关色泽灰暗、黑影等皮肤的光学特性。

本发明人发现通过把从皮肤表面到微循环系统的范围作为测定对象，检测皮肤内部散射光可以达到上述目的，从而完成了本发明。

也就是说，本发明提供一种特征为使光入射到皮肤上、检测从皮肤表面到微
25 循环系统范围的内部散射光然后计算光学特性的皮肤表面状态的光学特性测定方法。

特别是用在波长 400 ~ 1500nm 的范围内互相不同的三个以上波长范围的光入射并且检测，或者用分别属于波长 400 ~ 500nm，波长 500 ~ 600nm 和波长 600-800nm 波长范围的三个波长范围的光入射并且检测，借此计算光学特性，
30 从而提供一种皮肤表面状态的测定方法。

另外，作为实施这些方法的装置，本发明提供一种包括使确定波长范围的光入射在皮肤上的光发射单元、接收从光发射单元入射到皮肤并接收内部散射光的光接收单元和根据由光接收单元接收的光的波长和光通量计算从皮肤表面到微循环系统范围的皮肤光学特性的计算单元并且使与皮肤相对的光发射单元和光接收单元的表面被高度为 0.2 ~ 0.8mm 的周壁围住的皮肤表面状态测定装置。

按照本发明，由于检测从皮肤表面到微循环系统范围的内部散射光，所以可以正确地检测到在皮肤的角质层中存在的并且作为皮肤色素沉着原因的黑色素和在微循环系统内的血红朊。从而可以正确评价反应皮肤色泽灰暗和血流循环的皮肤表面色度情况等皮肤表面状态。

另外，按照本发明，由于不是检测表面散射光，而是检测内部散射光，所以检测光的光路长度的偏差较小，从而使 S/N 比提高。

另外，在本发明中，所谓皮肤的微循环系统是毛细血管与组织间的边界范围的血流系统，对于全吸光度（组织的吸光度，毛细血管的静脉血吸光度和伴随脉动的动脉血的吸光度的总合），伴随脉动吸光度成分称为 5% 以下的最小血流系统。

如本发明所述，如果把伴随脉动吸光度成分为 5% 以下的微循环系统作为检测对象，则可以评价受血液循环影响的皮肤表面色度的情况。对此，如果不是把位于对皮肤色泽有影响的非常浅部的血流作为检测对象，而是把伴随脉动吸光度成分（动脉血）作为主要检测对象，则因为只能检测出深部血液的光学特性，所以不能测定受血液循环影响的皮肤颜色。

图 1 是本发明方法测定原理的说明图。

图 2 是氧化型血红朊（ HbO_2 ）和还原型血红朊（ Hb ）的吸收谱图。

图 3 是皮肤色病患的色分光特性图。

图 4 是本发明装置实例的概略构成图[图（a）]及其发射/接收光探测器的底面图（图（b）]

图 5 是与本发明不同装置实例的使用状态的说明图。

图 6 是在实施例中的亮度指数 L^* 与黑色素指数的关系图。

图 7 是比较例中的亮度指数 L^* 与黑色素指数的关系图。

图 8 是压住时间与总的血红朊浓度或氧化饱和度的关系图。

图 9 是靠人感官评价仿纹与实施例的皮肤色指数的关系图。

下面结合图面详细说明本发明的方法及其装置，在各图中凡同一符号表示相同的构成部件。

图 1 是本发明方法测定原理的说明图。在该图中当光 L_0 从发光单元 1 入射到皮肤 S 上时，便分成入射光 L_0 表面散射光 LS 和入射在皮肤 S 内部的光，射入皮肤内部的光分成透过真皮方向的光 L_t 、吸收的光 La 和内部散射光从皮肤表面射出的光 Li 。如果入射到皮肤 S 上的光 L_0 是可见光，则由于真皮以下的组织的透射光 L_t 很少，所以透射光 L_t 与表面散射光 LS ，内部散射光 Li 和吸收光 La 的光量相比可以略去不计。因此

[数 1]

可以近似表示为：入射光量=表面散射光光量+内部散射光光量+吸收光光量。

因为随着皮肤内部的色素吸收波长和色素浓度波长分布及光量分别对应变化，所以可以认为内部散射光和吸收光具有根据皮肤内部色素变化的信息。

因此，在上述的公式中可以略去表面散射光或者作为噪声处理，以便可以使测定系统在吸收、入射光光量和内部散射光上适用 Lamber-beer 定律，可以用下式表示

[数 2]

$$\log(I_0/I_s) = \epsilon C l$$

(式中 I_0 : 入射光光量, I_s : 内部散射光光量, ϵ : 色素的吸光系数, C : 色素浓度, l : 光路长度)

可是，作为影响内部散射光的皮肤内部的色素，例如可以举出主要存在于表皮中的黑色素，存在于真皮中的血红蛋白，其中血红蛋白包括氧化型 (HbO_2) 和还原型 (Hb)。因此，这些色素具有图 2 所示的固有吸收谱。另外皮肤的细胞组织对内部散射光的影响可以略去不计。

因此，通过检测皮肤内部的散射光可以计算出皮肤内部的血红蛋白、黑色素等色素的浓度

例如在图 2 中，由于在 565nm(G (绿))和波长 830nm (IR (红外))的波长下，氧化型血红蛋白与还原型血红蛋白的吸光系数相等，所以可以简化根据检测光的吸光度求解浓度的计算。另外，根据氧化型血红蛋白 (HbO_2) 与还原型血红蛋白 (Hb) 在波长 660nm (R (红))下的吸光系数的比率最大，通过与在上

述氧化型血红蛋白与还原型血红蛋白的吸光系数相等的波长（565nm，830nm）下的吸光度的比较可以计算出血红蛋白的氧饱和度。因此，设波长565nm（G（绿）），830nm（IR（红外）），660nm（R（红））三个波长下的吸光度分别为AG，AIR、AR，考虑对这三个波长吸光度的各个色素的关系可以计算出各个色素的浓度。

在这种情况下，黑色素，血红蛋白分别存在于表皮和真皮中，表皮的厚度为 d_b ，真皮的厚度为 d_e 。

[数3]

设 $d_b = K d_e$ 。（式中K为系数）

另外，由于波长G（绿），IR（红外），R（红）的透过深度不同，所以可以将

[数4]

表示为 $d(R) = m \cdot d(G)$ ， $d(IR) = n \cdot d(G)$

在用下标D表示真皮，下标E表示表皮时这些关系也成立。

因此上述三个吸收光度AG，AIR，AR分别用如下的（1）～（3）式表示。式中： $\epsilon_X(Y)$ 表示在波长为Y时的X吸光系数，GX表示X的浓度。

[数5]

因为 $d_{D(G)} = K \cdot d_{E(G)}$

所以 $A_G = A_{HbO2(G)} + A_{Hb(G)} + A_{M(G)}$

$$\begin{aligned}
 &= \epsilon_{HbO2(G)} \cdot C_{HbO2} \cdot d_{D(G)} + \epsilon_{Hb(G)} \cdot C_{Hb} \cdot d_{D(G)} + \epsilon_{M(G)} \cdot C_M \cdot d_{E(G)} \\
 &= \epsilon_{HbO2(G)} \cdot (C_{HbO2} + C_{Hb}) \cdot K \cdot d_{E(G)} + \epsilon_{M(G)} \cdot C_M \cdot d_{E(G)} \\
 &= (K \cdot \epsilon_{HbO2(G)} \cdot C_{HbO2} + \epsilon_{M(G)} \cdot C_M) \cdot d_{E(G)}
 \end{aligned} \tag{1}$$

[数6]

因为 $d_{E(R)} = n \cdot d_{E(G)}$ ， $d_{D(R)} = K \cdot n \cdot d_{E(G)}$

所以 $A_R = A_{HbO2(R)} + A_{Hb(R)} + A_{M(R)}$

$$\begin{aligned}
 &= \epsilon_{HbO2(R)} \cdot C_{HbO2} \cdot d_{D(R)} + \epsilon_{Hb(R)} \cdot C_{Hb} \cdot d_{D(R)} + \epsilon_{M(R)} \cdot C_M \cdot d_{E(R)} \\
 &= \epsilon_{HbO2(R)} \cdot (C_{HbO2} + C_{Hb}) \cdot K \cdot n \cdot d_{E(G)} + \epsilon_{M(R)} \cdot C_M \cdot n \cdot d_{E(G)} \\
 &= (K \cdot n \cdot \epsilon_{HbO2(R)} \cdot C_{HbO2} + \epsilon_{M(R)} \cdot C_M) \cdot d_{E(G)}
 \end{aligned}$$

(2)

[数 7]

因为 $d_{E(R)} = m \cdot d_{E(G)}$ 、 $d_{D(R)} = K \cdot m \cdot d_{E(G)}$

所以 $A_R = A_{HbO2(R)} + A_{Hb(R)} + A_{M(R)}$

$$\begin{aligned} 5 \quad &= \varepsilon_{HbO2(R)} \cdot C_{HbO2} \cdot d_{D(R)} + \varepsilon_{Hb(R)} \cdot C_{Hb} \cdot d_{D(R)} + \varepsilon_{M(R)} \cdot C_M \cdot d_{E(R)} \\ &= \varepsilon_{HbO2(R)} \cdot C_{HbO2} \cdot K \cdot m \cdot d_{E(G)} + \varepsilon_{Hb(R)} \cdot C_{Hb} \cdot K \cdot m \cdot d_{E(G)} + \varepsilon_{M(R)} \cdot C_M \cdot m \cdot d_{E(G)} \\ &= (K \cdot m \cdot \varepsilon_{HbO2(R)} \cdot C_{HbO2} + K \cdot m \cdot \varepsilon_{Hb(R)} \cdot C_{Hb} + m \cdot \varepsilon_{M(R)} \cdot C_M) \cdot d_{E(G)} \end{aligned}$$

(3)

10 因此, 根据式 (1) ~ (3), 可以将氧化型血红蛋白浓度 C_{HbO2} , 还原型血红蛋白浓度 (Hb), 黑色素浓度 C_M 表示成下式 (4) ~ (6)

【数 8】

$$\begin{aligned}
 C_{\text{H}_2\text{O}} \cdot d &= \frac{(\epsilon_{\text{H}_2\text{O}}(\text{IR}) \cdot \epsilon_{\text{M}}(\text{R}) - \epsilon_{\text{H}_2\text{O}}(\text{R}) \cdot \epsilon_{\text{M}}(\text{IR})) A_{\text{G}} + 1/n \cdot (\epsilon_{\text{H}_2\text{O}}(\text{R}) \cdot \epsilon_{\text{M}}(\text{G}) - \epsilon_{\text{H}_2\text{O}}(\text{G}) \cdot \epsilon_{\text{M}}(\text{R})) A_{\text{IR}}}{\epsilon_{\text{H}_2\text{O}}(\text{G}) \cdot \epsilon_{\text{M}}(\text{R}) - \epsilon_{\text{H}_2\text{O}}(\text{R}) \cdot \epsilon_{\text{M}}(\text{G})} + 1/m \cdot A_{\text{R}} \\
 &= \frac{-10500 A_{\text{G}} - 1390000/n \cdot A_{\text{IR}}}{554000} + 1/m \cdot A_{\text{R}} \\
 &= \frac{105 A_{\text{G}} + 13900/n \cdot A_{\text{IR}}}{5540} - 1/m \cdot A_{\text{R}} \\
 &= \frac{-11.8 \cdot K}{11.8 \cdot K}
 \end{aligned}$$

(4)

【数 9】

$$C_{H_2O} \cdot d = \frac{\left(\frac{\epsilon_{H_2O_2(R)} \cdot \epsilon_{M(R)} - \epsilon_{H_2O_2(R)} \cdot \epsilon_{M(R)}}{\epsilon_{H_2O_2(R)} \cdot \epsilon_{M(R)} - \epsilon_{H_2O_2(R)} \cdot \epsilon_{M(R)}} \right) A_G + \frac{1}{n} \cdot \left(\frac{\epsilon_{H_2O_2(G)} \cdot \epsilon_{M(R)} - \epsilon_{H_2O_2(R)} \cdot \epsilon_{M(G)}}{\epsilon_{H_2O_2(R)} \cdot \epsilon_{M(R)} - \epsilon_{H_2O_2(R)} \cdot \epsilon_{M(G)}} \right) A_R}{K \cdot \left(\frac{\epsilon_{H_2O_2(R)} - \epsilon_{H_2O_2(R)}}{\epsilon_{H_2O_2(R)} - \epsilon_{H_2O_2(R)}} \right)} - \frac{1}{m} \cdot A_R$$

$$= \frac{-260000 A_G + 1540000/n \cdot A_R}{554000} - \frac{1}{m} \cdot A_R - \frac{260 A_G - 15400/n \cdot A_R}{5540} - \frac{1}{m} \cdot A_R$$

$$= \frac{-11.8 \cdot k}{11.8 \cdot k}$$

(5)

【数 10】

$$C_M \cdot d = \frac{1/n \cdot \epsilon_{HbO_2(G)} \cdot A_{IR} - \epsilon_{HbO_2(IR)} \cdot A_G}{(\epsilon_{HbO_2(G)} \cdot \epsilon_{M(IR)} - \epsilon_{HbO_2(IR)} \cdot \epsilon_{M(G)})} = \frac{195/n \cdot A_{IR} - 3.77A_G}{554000}$$

5

(6)

因此, 通过计算出吸光度 A_G 、 A_R 、 A_{IR} , 可以计算出氧化型血红蛋白浓度 CH_{bO_2} , 还原型血红蛋白浓度 C_{Hb} , 黑色素浓度 C_M 。

按照上述的本发明, 通过计算出血流中的氧化型血红蛋白浓度 CH_{bO_2} , 还原型血红蛋白浓度 C_{Hb} 和氧化型浓度 CH_{bO_2} 与还原型血红蛋白浓度 C_{Hb} 的比率, 可以比较详细地评价血流对皮肤表面颜色的影响。因此氧化型血红蛋白 (HbO_2) 浓度与还原型血红蛋白 (Hb) 浓度的比率是氧饱和度, 即血红蛋白正在与氧结合的比例。另外, 还可以正确评价黑色素沉着的状态。

图 3 是用专门的仪器板通过目视将被检验者 (年龄 20 ~ 50 岁, 30 名) 的皮肤表面分为有色泽灰暗 (N=17) 和无色泽灰暗 (N=14) 两类, 并且将色泽灰暗有无 (即有无表面颜色病患) 与被检验者的皮肤吸光度的分光特性汇总后的表面病患的色分光特性图。如该图中所示, 根据在波长 500 ~ 600nm(R)附近的吸收峰的大小可以明显地区分出皮肤色病患评价结果。据此认为血液中总的血红蛋白多的人血液流动好, 出现红的健康肤色, 总血红蛋白少的人血液流动不良出现青的肤色。

因此, 按照本发明可以利用作为比较简便的评价指数的“肤色指数”评价与血红蛋白相关连的肤色合适程度。即肤色指数相当图 3 中的斜线面积, 用下式表示。

【数 11】

肤色指数 = $1/2 \times (B \text{ 的吸光度 } (470nm) + G \text{ 的吸光度 } (565nm)) \times (565-470) + 1/2 \times (G \text{ 的吸光度 } (565nm) + R \text{ 的吸光度 } (660nm)) \times 660-565 - 1/2 \times (B \text{ 的吸光度 } (470nm) + R \text{ 的吸光度 } (660nm)) \times (660-470)$
= $95/2 \times (B \text{ 的吸光度 } (470nm) - 2 \times G \text{ 的吸光度 } (565nm) + R \text{ 的吸光度 } (660nm))$ 。

用这个肤色指数评价皮肤色度的合适程度也包含在本发明中。

虽然上面叙述的是利用三个波长接收皮肤内部散射光的评价方法, 但是, 这不是对本发明的限定。检测的波长可以根据光源、光接收传感器等适当设定。例

如可以使用波长为 400 ~ 1500nm 的任意波长, 另外, 也可以使用包含氧化型血红朊和还原型血红朊的吸光系数相等且波长为 400 ~ 500nm 的 B 范围的波长, 氧化型血红朊和还原型血红朊的灵敏度最大为 500 ~ 600nm 的 G 范围的波长, 含有使氧化型血红朊和还原型血红朊的吸光系数相等的波长的 600 ~ 800nm 范围的波长、波长为 800 ~ 1500nm 的 IR 范围的波长中任何一个范围内的波长。

例如在检测波长对三种色素有贡献的情况下, 最好从上述各波长范围中适当选择出 3 个以上波长。

图 4 是通过检测从皮肤表面到微循环系统范围的内部散射光计算出光学特性的本发明装置例子的概略构成图 (图 4 (a)) 及其发射/接收光探测头的底面图 (图 4 (b))。

图 4 中所示的装置包括: 由与皮肤紧密接触发射确定波长的光的光发射单元 1 和接收从光发射单元 1 入射到皮肤 S 上所产生的内部散射光的光接收单元组成一体的发射/接收探测头 3、放大被光接收单元 2 接收的检测信号的放大器 4 和根据检测出的光的波长和光量计算出该皮肤 S 的光学特性的计算机 5。该装置的光发射/光接收探测头 3 的特征为光发射单元 1 上与皮肤相对的一面 1a 和光接收单元 2 上与皮肤 S 相对的一面 2a 被作为发射/接收探测头 3 的外筒延长形成的高度为 0.2 ~ 0.8mm 的周壁所包围。因此, 如果采用这个装置, 则将如下述那样, 在测定时, 即使光发射/光接收探测头 3 的周壁 3a 的边缘 3b 紧密接触在皮肤 S 上, 皮肤 S 的测定部位在光发射单元 1 和光接收单元 2 的压迫下也不会使该部位的微循环系统的血液排开, 从而可以防止在测定时由血红朊引起吸收的降低。与此相反如图 5 所示, 如果光发射单元 1 上与皮肤 S 相对的那一面 1a 和光接收单元 2 上与皮肤 S 相对的那一面 2a 与光发射/光接收探测头 3 的外筒边缘 3b 形成在同一平面上, 则在光发射/光接收探测头 3 与皮肤紧密接触时使测定部位的皮肤 S 受压迫, 使该部位的微循环系统的血液排开, 不可能正确测定皮肤的未状态, 这是不可取的。

在图 4 的装置中, 发光单元 1 由 4 种发光波长的发光二极管 (B (470nm), G (565nm), R (660nm), IR (830nm)) 组成, 这些发光二极管在发光单元 2 的周围配置成同心圆状。为了减少光发射方向的误差, 每种颜色的发光二极管最好设置 2 个以上。

接收单元 2 由光电二极管组成, 虽然在图 4 中的光接收单元 2 是由单一的光

电二极管组成，但是为了提高检测精度，可以根据需要使用若干个光电二极管。

另外，这些光发射单元 1 与光接收单元 2 各自的中心距离 L 通常为 1 - 3mm，以便使测定对象范围能从皮肤表面到微循环系统。

利用这个装置测定皮肤 S 的光学特性时，使光发射/光接收探测头 3 的外筒边缘 3b 与皮肤 S 紧密接触，使在光发射/光接收探测头 3 的内侧形成的与发光单元 1 相对的面 1a 和与光接收单元 2 相对的面 2a 与皮肤 S 接触，这样可通过其一个面 1a 与皮肤接触的发光单元 1 向皮肤 S 发射光，可以防止发射到皮肤上的光在受到皮肤表面凹凸的散射后被光接收单元 2 接收，另外，可以使从光发射单元 1 入射到皮肤 S 内部的入射光量增加，还可以降低由于入射光角度引起的入射光量的偏差。另外，通过使光接收单元 2 的表面 2a 与皮肤 S 接触可以防止皮肤表面的散射光被接收。因此，如果采用这个装置，则因为在从发光单元 1 入射到皮肤 S 的光中，不会接收皮肤表面的散射光，只能接收内部的散射光，所以在根据从皮肤表面到微循环系统范围内的黑色素和血红蛋白等含量检测确定波长的光量时，可以提高 S/N。

另外，如上所述，在测定时使光发射/光接收探测头 3 的边缘 3b 紧密接触在皮肤 S 上的情况下，因为光发射单元 1 上与皮肤 S 相对的那一面 1a 和光接收单元 2 上与皮肤 S 相对的那一面 2a 被光发射/光接收探测头 3 的周壁 3a 包围，周壁 3a 的厚度 3b 为 0.2 - 0.8mm，所以皮肤 S 的测定部位在受到光发射单元 1 和光接收单元 2 的压迫下不会排开该部位的微循环血液，从而可以正确地测定反映受微循环系统影响的皮肤 S 的光学特性。

下面根据实施例具体说明本发明。

比较例 1，实施例 1

使用立即引起皮肤黑化的 UVB（波长 290 - 320nm）照射前腕内侧并分 6 个等级改变照射量进行诱发色素沉着（利用分光型色差计（ミノルタ公司制，CM-1000），获得的亮度指数测色值 $L^*=62.383$ ， 61.348 ， 61.05 ， 58.853 ， 57.183 ， 56.892 ），按各照射量等级进行测定，然后求出黑色素指数。

这时在比较例 1 中，利用 MEXAMETER MX-16 Courage & Knazaka 公司制造的接收反射光的测定仪器，用发光二极管 LED 作为光源将波长为 568nm, 660nm, 880nm 的各波长的光以非接触的方式入射到皮肤上，光接收单元同时检测由发光单元入射到受检体上的光的表面反射光和内部散射光。

另外，作为实施例 1 的测定仪器，采用图 4 中所示的装置，例如在这种情况下，设从光发射单元 1 发射的光是波长为 G（660nm）和 R（830nm）的光。

另外黑色素指数根据用 MX-16 的黑色素计算方法按下式计算出。

[数 12]

5 黑色素指数 = $\text{Log } 5 \times [\text{Log}(R/G) + \text{Log } 5] \times 500$

（式中：R 和 G 分别为接收的光波长 G（660nm）和 R（830nm）的光强度。）

这些结果示在图 6（实施例 1）和图 7（比较例 1）中。

无论在图 6 还是在图 7 中，虽然 UVB 的照射量越大，色素沉着越多，利用
10 分光型测色仪的亮度测色值 L^* 变小，但是从图中可看出，图 6 中所示用实施例 1
检测内部散射光的结果是相关系数 R 明显变大，一次回归式的斜率变大。因此，
可以看出，检测内部散射光的实施例 1 的测定比检测表面反射光的比较例 1 的测定
具有更高的精度和灵敏度。

实施例 2

15 研究在最大血压（220mmHg）以上压迫上腕时的压迫时间与血液状态的变化关系。

在这种情况下，把 560nm, 660nm, 830nm 的 3 个波长作为检测波长，根据
式（4）和（5）计算出氧化血红蛋白浓度和还原血红蛋白浓度，再求出总的血红蛋白
浓度和血红蛋白的氧饱和度。

20 关于光达到的深度系数，在本例中取 $m=1.7, n=3.2$ （这些值随着部位、个人的
不同而变化，在本例中不是对这个值的限定）。另外，用分光型色差计（ミノ
ルタ社制 CM-1000）测定亮度 L^* 。这个结果示在图 8 和表 1 中。在图 8 中，横
轴表示压迫时间纵轴表示总的血红蛋白浓度和血红蛋白的氧饱和度，它们分别表示压
迫开始时间选为 1 时的相对值。

25 表 1

压迫时间（分）	亮度 L^*
0	61.9
1	61.4
2	61.0
30 3	60.7

从图 8 中可以看出,与总的血红蛋白浓度随时间变化较少的情况相反,氧饱和浓度随时间降低很多。这是由于当动脉和静脉两个血流停止,在血流量不变的状态下消耗氧的结果。这时可以观察到肤色亮度也明显降低。因此,显然,为详细评价在皮肤微循环下的血液状态对肤色的贡献,不但要测量总的血红蛋白的浓度,

5 还要求出氧饱和度。

在检测波长为 2 个波长的情况下,虽然通过利用氧化型血红蛋白与还原型血红蛋白的吸光系数相等的血红蛋白的吸收点可以求出总的血红蛋白浓度,但是氧饱和浓度在理论上不能参照等吸收点以外的波长吸收光度计算出。为此,在求氧饱和度的情况下,象上述实施例那样应至少把 3 个以上波长作为检测波长。

10 实施例 3

根据 B (400 ~ 500nm), G (500 ~ 600nm), R (600 ~ 800nm) 三种波长的内部散射光的吸光度求出作为被检验者为 20 岁-70 岁的女性 103 名的面颊肤色指数。另外通过 9 名专业评审员对这些受试者的肤色状态进行 1 (不良) ~ 9 (良好) 9 个等级的人为感官检查,将感官检查结果与肤色指数的关系

15 绘成曲线,其结果示在图 9 中。

从图 9 中可以看出,本发明的肤色指数与由专业译审人员的感管评价结良好的相符。

按照本发明,可以对受血液循环影响的皮肤肤色适合程度,斑点和光泽暗淡等光学特性进行良好的评价。

说明书附图

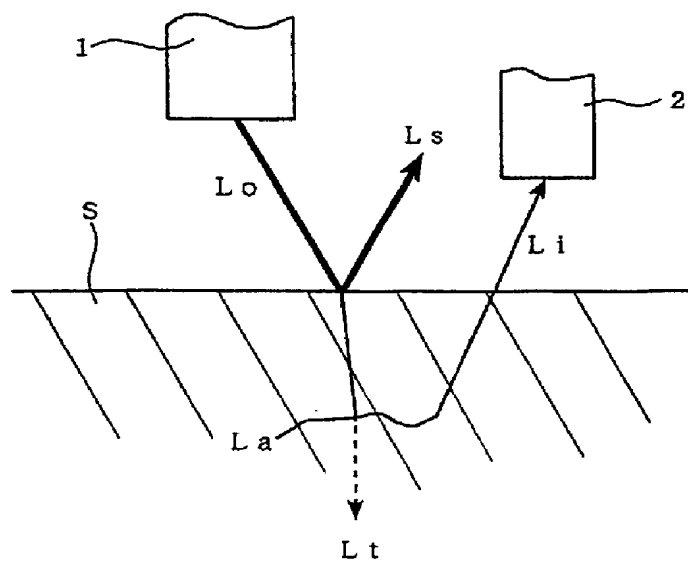


图 1

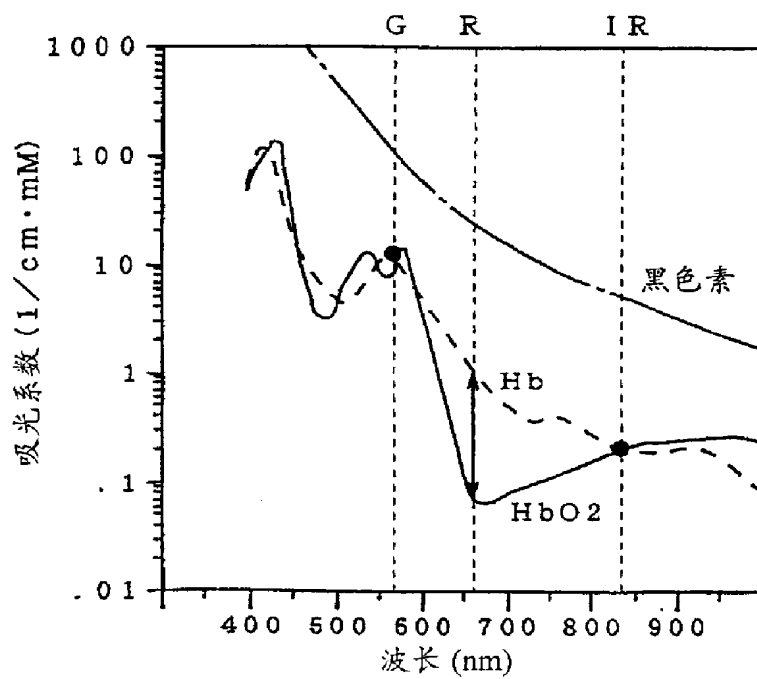


图 2

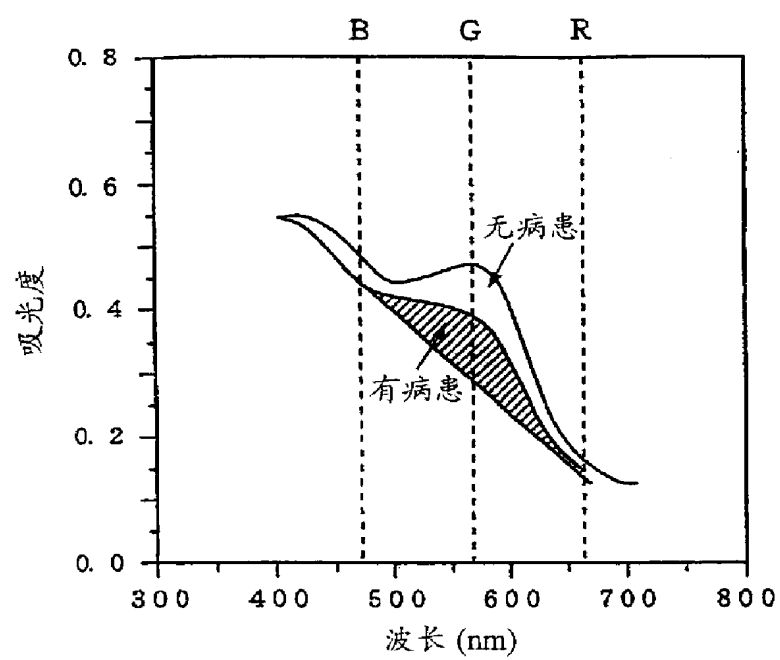
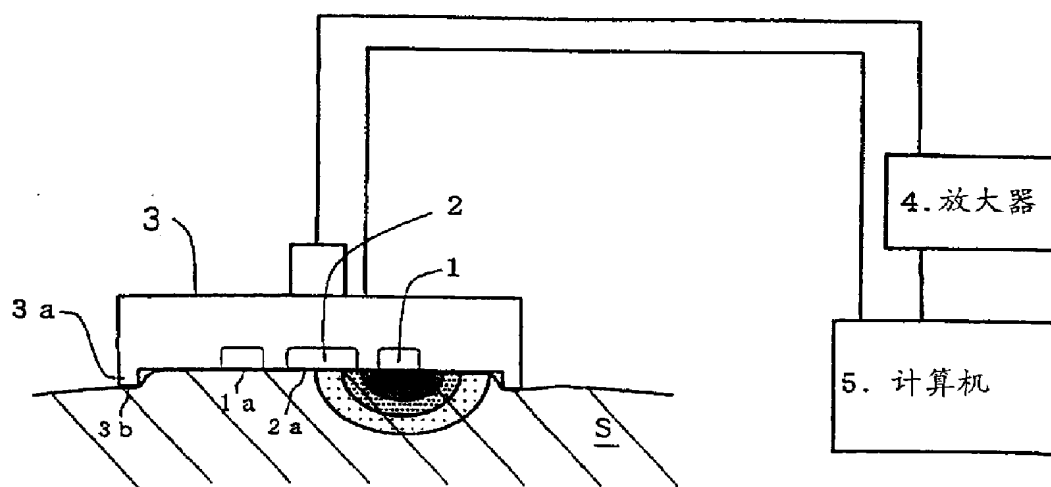


图 3

(a)



(b)

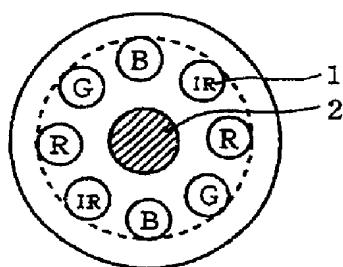


图 4

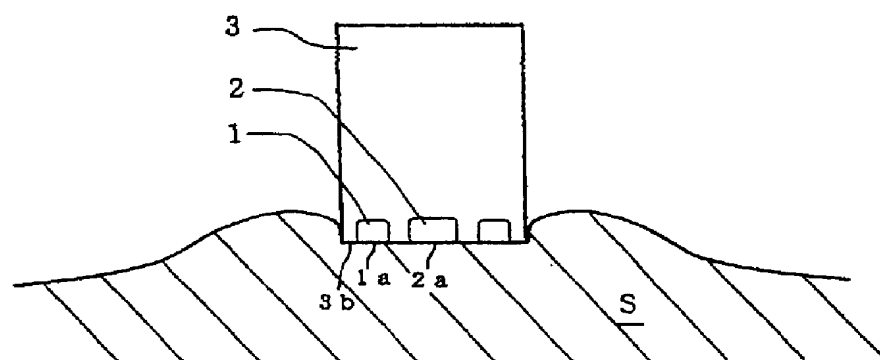


图 5

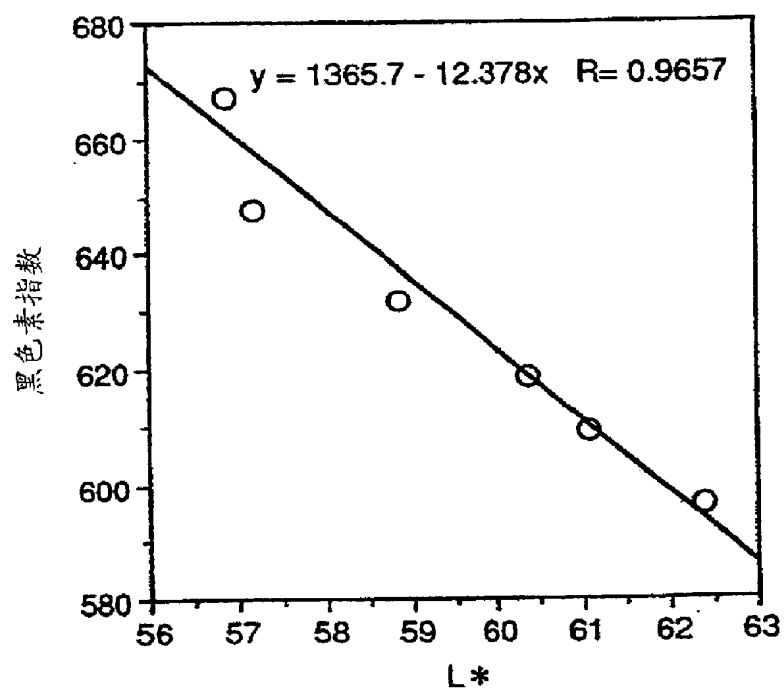


图 6

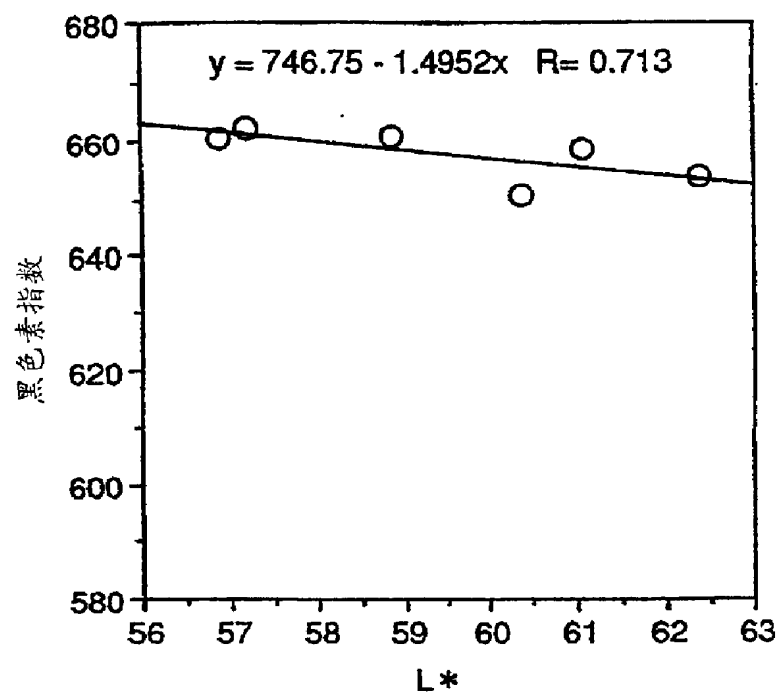


图 7

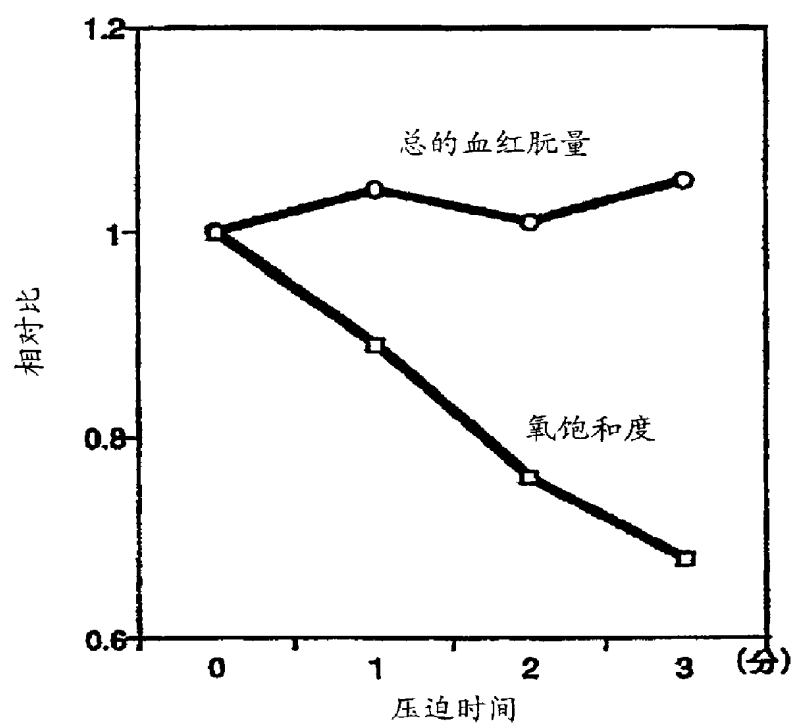


图 8

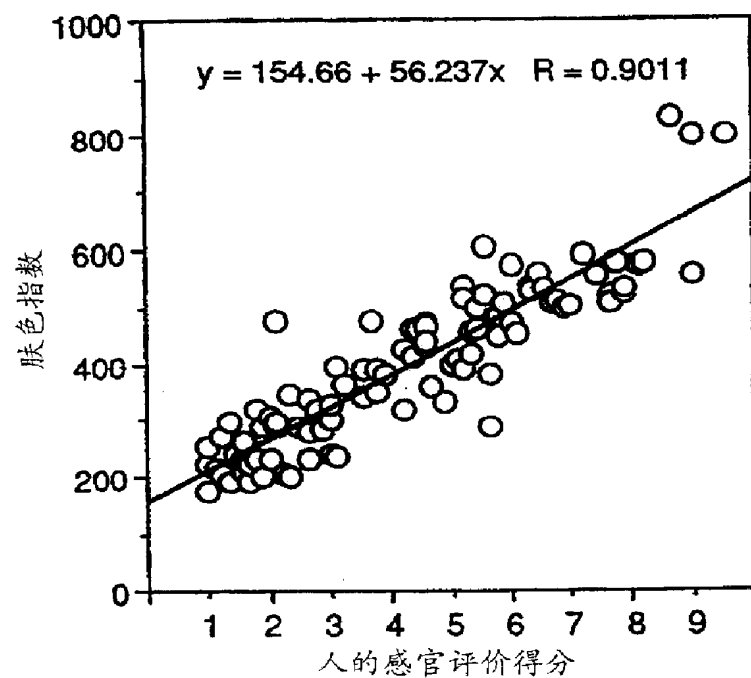







图 9

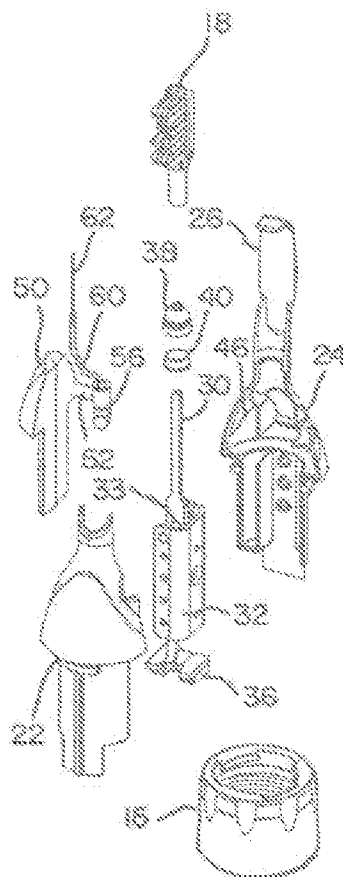
Fluid-dispensing and refilling system for a power toothbrush**Publication number:** CN1351483 (A)**Publication date:** 2002-05-29**Inventor(s):** HALL SCOTT E [US]; LARIMER JAMES N [US]; MILLER KEVIN [US]**Applicant(s):** KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [US]**Classification:**- **international:** **A61C17/22; A61C17/36; A61C17/16;** (IPC1-7): A61C17/36- **European:** A61C17/22H2; A61C17/36**Application number:** CN20008004977 20000107**Priority number(s):** US19990229979 19990113; US19990404972 19990924**Also published as:** CN1226969 (C) WO0041645 (A1) JP2002534209 (T) EP1143876 (A1) EP1143876 (B1)

more >>

Abstract not available for CN 1351483 (A)

Abstract of corresponding document: **WO 0041645 (A1)**

The fluid delivery/refilling system includes a unit-of-use fluid reservoir for dentifrice or medication within a head portion of a power toothbrush, which is removable from the remainder thereof. A pump element is located in the brushhead and is configured so that the back and forth movement of the brushhead in operation results in fluid moving from the reservoir to a dispensing valve located in the brushhead. The dispensing valve has an end portion which is normally closed, opening under pressure of fluid from the pump. The refilling assembly is separated from the toothbrush and is configured to fit over the top of the toothbrush. A pump used in a power toothbrush for fluid delivery to the bristles. The pump includes a pump chamber with a piston ball located therein. The pump includes a fluid exit channel which connects the discharge end of the pump chamber with an opening in the brushhead in which the dispensing valve is located.

Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00804977.7

[43] 公开日 2002 年 5 月 29 日

[11] 公开号 CN 1351483A

[22] 申请日 2000.1.7 [21] 申请号 00804977.7

[30] 优先权

[32] 1999.1.13 [33] US [31] 09/229979

[32] 1999.9.24 [33] US [31] 09/404972

[86] 国际申请 PCT/US00/00435 2000.1.7

[87] 国际公布 WO00/41645 英 2000.7.20

[85] 进入国家阶段日期 2001.9.13

[71] 申请人 皇家飞利浦电子有限公司

地址 美国华盛顿州

[72] 发明人 S·E·哈尔 J·N·拉里默

K·米勒 R·泰勒

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

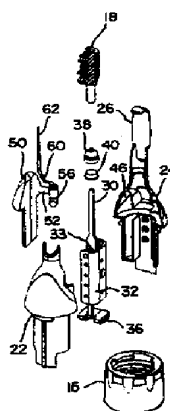
代理人 周备麟 黄力行

权利要求书 5 页 说明书 11 页 附图页数 9 页

[54] 发明名称 用于电动牙刷的流体分配和再充系统

[57] 摘要

本发明的流体输送系统包括一个设置在电动牙刷的头部内的一个使用单位的流体储存器,其可从牙刷的其余部分拆下。一个泵元件设置在刷头中并被如此构造以便工作中刷头的往复运动导致流体从储存器移动到位于刷头中的一个分配阀中。所述分配阀具有一个通常关闭的端部,其在来自泵的流体的压力下打开。再充装置与牙刷分开并被如此构造以便安装在牙刷的顶部。用在电动牙刷中的一个泵用于将流体输送到硬毛。该泵包括一个泵室,一个活塞球设置在所述泵室中。所述泵包括一个流体排出通道,该通道连接泵室的排出端和刷头中的一个孔,所述分配阀设置在刷头中。



权 利 要 求 书

1. 用于电动牙刷的一种流体输送系统, 包括:

设置在电动牙刷的刷头部分内的储存器装置, 所述头部可从牙刷的把手部分拆下;

5 一个泵元件及相关的流体管路, 用以将流体从所述储存器装置移到牙刷头部的刷头元件;

一个设置在刷头中的分配元件, 该元件连接到所述的流体管路, 在所述泵元件提供的压力下, 容许流体排出到硬毛附近。

10 2. 如权利要求1所述的系统, 包括设置到所述储存器装置外部的一个再充阀元件, 其特征在于: 所述流体管路连接储存器装置、再充阀、泵元件及分配元件。

3. 如权利要求1所述的系统, 其特征在于: 所述泵元件被设置在所述刷头元件中。

15 4. 如权利要求3所述的系统, 其特征在于: 所述泵元件包括一个室和一个球, 在牙刷工作期间该球随刷头的运动在所述室中运动, 其中所述球的运动导致流体从储存器装置进入所述泵元件, 然后从所述泵元件进入所述刷头中的分配元件。

5. 如权利要求4所述的系统, 其特征在于: 所述室是圆柱状的并沿刷头的横向延伸, 其中所述刷头的运动是从一侧到另一侧。

20 6. 如权利要求1所述的系统, 其特征在于: 所述分配元件是一个阀, 其设置在刷头中, 使所述阀的一个自由端部延伸到位于刷头底面之上处, 在刷头硬毛部分的中部。

25 7. 如权利要求6所述的系统, 其特征在于: 所述阀的自由端部包括一对弹性的、通常关闭的唇部, 当流体压力通过泵元件的作用施加于其上时, 它们打开以容许流体从其中排出。

8. 如权利要求1所述的系统, 其特征在于: 所述泵元件设置在一个基座元件上, 所述基座元件在其中包括一个通道, 该通道将泵元件的出口连接到所述分配元件。

30 9. 如权利要求1所述的系统, 其特征在于: 所述储存器装置具有约一个使用单位的流体容量。

10. 如权利要求1所述的系统, 其特征在于: 所述流体是一种牙膏。

11. 如权利要求1所述的系统，其特征在于：所述流体是一种用于口腔医疗的选定药物。

12. 如权利要求2所述的系统，其特征在于：所述再充阀元件包括用于接收来自一个再充装置的针以及一个连接到所述储存器装置的通道的装置，其中流体从外部流体源通过所述针进入所述储存器装置。

13. 如权利要求12所述的系统，其特征在于：所述再充阀包括一个密封部分，该部分防止流体从所述针通过再充阀倒流。

14. 用于电动牙刷的一种流体输送系统，包括：
10 设置在一个牙刷中的储存器装置，所述储存器具有约一个使用单位的流体容量；

一个泵元件及相关的流体管路，用以将流体从所述储存器装置移到牙刷的刷头元件；

15 一个设置在刷头中的分配元件，该元件连接到所述流体管路，在泵装置提供的压力下，容许流体排出到硬毛附近。

15. 如权利要求14所述的系统，其特征在于：所述泵元件设置在刷头中。

16. 如权利要求14所述的系统，其特征在于：所述泵元件包括一个室和一个球，在牙刷工作期间该球随刷头的运动在所述室中运动，其中所述球的运动导致流体从储存器装置进入所述泵元件，然后从所述泵元件进入所述刷头中的分配元件。

17. 如权利要求14所述的系统，其特征在于：所述分配元件是一个阀，其设置在刷头中使所述阀的一个自由端部延伸到位置位于刷头底面之上处，在刷头硬毛部分的中部。

25 18. 一种用在电动牙刷的流体输送系统中的泵，包括：

一个泵元件，用以将流体从一个流体储存器移到位于牙刷刷头部分中的一个分配元件，其中所述泵元件包括一个室和一个球，在牙刷工作期间该球随刷头的运动在所述室中运动，其特征在于所述球在所述室中的运动导致流体从储存器移入泵元件，然后用足够的压力移出泵元件以将流体移到分配元件并在然后从其移出。

19. 如权利要求18所述的系统，其特征在于：所述室是圆柱状的并沿刷头的横向延伸，其中所述刷头的运动是从一侧到另一侧。

20. 一种用于电动牙刷的再充系统，用于和具有一个内置储存器的电动牙刷一起使用，工作期间流体从该储存器移到刷头中的硬毛，内部储存器具有至少一个使用单位的小容积，所述再充系统包括：

一个与电动牙刷分开的外部再充装置，该再充装置具有一个流体
5 储存器，其容纳大量体积的流体，至少是若干使用单位容积的流体；
和再充装置及电动牙刷相联的装置，用于建立一条从再充装置到电动牙刷的流体通道；

用于通过流体通道将流体从再充装置移到电动牙刷的内部储存器中的装置。

10 21. 如权利要求20所述的系统，包括一个位于电动牙刷中的再充阀元件，所述阀元件包括通向所述牙刷中储存器的第一连接件和通向牙刷中一个泵元件的第二连接件。

22. 如权利要求20所述的系统，其特征在于：所述再充装置的结构容许牙刷以一种相互配合的关系插入牙刷中，以便当牙刷以一种选
15 定关系处于再充装置内时，所述流体通道从再充装置建立到电动牙刷。

23. 如权利要求21所述的系统，其特征在于：所述再充装置包括一个再充针，该针在其一端具有一个孔，用于将流体通过再充阀排出到电动牙刷中的内部储存器；在其另一端具有一个孔，用于从再充装
20 置中的储存器接收流体，其中所述牙刷适于安装到再充装置中，以便当再充阀和牙刷处于一种特定的位置关系时，所述针穿入所述再充阀。

24. 如权利要求20所述的系统，其特征在于：所述再充系统包括一个可在两个位置之间移动的顶部元件，其中在一个位置中顶部元件
25 中的一个孔与再充系统其余部分的顶面中的一个孔近似对准，导向其中的储存器，因此再充系统中的储存器可以被方便地再充，而在另一位置，所述顶部元件中的孔完全不与再充系统其余部分的顶面中的孔对准。

25. 如权利要求21所述的系统，其特征在于：所述再充装置包括
30 一个可在其中运动的芯元件，所述芯元件的结构可以容纳包括刷头的牙刷上部，因此当压力被施加到抵靠芯元件的牙刷上时，芯元件运动，首先导致再充装置中的一个中空针元件穿入牙刷中的再充阀，而

且其中抵靠芯元件的刷头的进一步运动导致所述针在再充装置中的进一步运动，所述针具有一个底部和一个位于再充装置的泵室部分中的密封元件，其中当牙刷运动到其在再充装置中的最高位置然后再向下运动时，流体进入泵室，然后进入中空针中，所述流体经过所述针、再充阀并进入牙刷储存器。

26. 一种用在电动牙刷的流体输送系统中的泵，包括：

一个泵元件，用以将提供到该处的流体移送到一个分配元件，所述泵元件适于被设置在牙刷的刷头部分中，其中所述泵元件包括一个泵孔室和一个活塞元件，该元件在牙刷工作期间随刷头的运动在所述室中运动，其中进入泵孔室的流体在活塞元件的作用下沿其运动并从排出端排出，所述泵元件还包括一个刷头中的流体排出通道部分，其在排出端处离开所述泵孔延伸，所述排出通道部分包括连接到所述分配元件的一个位于刷头部分中的孔。

27. 如权利要求26所述的产品，其特征在于：所述泵孔室在其排出端包括一个中凹表面，该中凹表面具有和活塞元件的表面大约相同的曲率，所述活塞元件是球形的，其中工作中的活塞元件在一个泵循环的排出部分的末尾与所述中凹表面接触。

28. 如权利要求27所述的产品，其特征在于：所述中凹表面是一个塞子的一部分，所述塞子形成泵孔的排出端。

29. 如权利要求26所述的产品，包括两个突出部，它们从流体排出通道的纵向相对侧向其内侧延伸，导致流体排出通道的宽度变窄，它们设置在泵孔的排出端和刷头部分中的所述孔之间。

30. 如权利要求29所述的产品，其特征在于：所述突出部被制成锥形以便流体排出通道的宽度沿突出部的整个长度逐渐减小。

31. 如权利要求30所述的产品，其特征在于：所述流体排出通道的最大宽度约为0.10英寸，而且其中所述通道在相隔开的突出部之间变窄到约0.04英寸。

32. 如权利要求26所述的产品，其特征在于：所述泵形成在刷头内部并有一个相配的盖元件。

33. 如权利要求26所述的产品，其特征在于：所述活塞元件由碳化钨制成。

34. 一种用在口腔护理装置的流体输送系统中的泵，包括：

一个泵元件，用以将提供到该处的流体移送到一个分配元件，所述泵元件适于被设置在口腔护理装置的一个移动端部，其中所述泵元件包括一个泵孔室和一个活塞元件，该元件在口腔护理装置工作期间与所述端部的运动响应在所述室中运动，其中进入泵孔室中的流体在活塞元件的作用下沿其运动并从排出端排出，所述泵元件在所述端部还包括一个流体排出通道部分，其在排出端处离开所述泵孔延伸，所述排出通道部分包括连接到所述分配元件的一个位于所述端部中的孔。

35. 如权利要求34所述的产品，其特征在于：所述泵孔室在其排出端包括一个中凹表面，该中凹表面具有和活塞元件的表面大约相同的曲率，所述活塞元件是球形的，其中工作中的活塞元件在一个泵循环的排出部分的末尾与所述中凹表面接触。

36. 如权利要求35所述的产品，其特征在于：所述中凹表面是一个塞子的一部分，所述塞子形成泵孔的排出端。

37. 如权利要求34所述的产品，包括两个突出部，它们从流体排出通道的纵向相对侧向其内侧延伸，导致流体排出通道的宽度变窄，它们设置在泵孔的排出端和所述端部的所述孔之间。

38. 如权利要求37所述的产品，其特征在于：所述突出部被制成锥形以便流体排出通道的宽度沿突出部的整个长度逐渐减小。

39. 如权利要求38所述的产品，其特征在于：所述流体排出通道的最大宽度约为0.10英寸，而且其中所述通道在相隔开的突出部之间变窄到约0.04英寸。

40. 如权利要求34所述的产品，其特征在于：所述泵形成在所述端部内部并有一个相配的盖元件。

41. 如权利要求34所述的产品，其特征在于：所述活塞元件由碳化钨制成。

说明书

用于电动牙刷的流体分配和再充系统

技术领域

5 本发明通常涉及流体分配电动牙刷，尤其是涉及这样一种牙刷，其具有一个体内储存器和再充装置及一个流体通道装置，该流体通道装置包括一个位于牙刷刷头部分中的泵元件。所述泵元件利用移动刷头的动作将流体从体内储存器移到刷头上的硬毛处。

背景技术

10 能防止或杀死引起牙科疾病的细菌的口部牙膏及/或药物的有效输送一直是需要的而且已经成为大量研究努力的目标。已经研制了多种装置用以完成牙膏或药物到硬毛的输送，所述装置包括主动的和被动的。这些装置即包括手动的又包括电动的牙刷。手动牙刷通常使用一个手操作泵，例如Boscardin等的美国专利US4,221,492和Gingras
15 等的美国专利US4,413,370，而电动牙刷使用多种手段，包括体内及体外的主动泵装置，它们包括各种机械的、气动的及液压元件。

一些电动牙刷流体分配系统利用牙刷自身的动作将牙膏从储存器抽到硬毛处，例如Giuliani等的美国专利US5,309,590中所示。一些用于手动和电动牙刷的流体分配系统的代表例包括Balamuth的美国
20 专利US3,547,110；English等的美国专利US5,066,155；Lusting的美国专利US5,208,933及Kuo的美国专利US5,062,728。

用于牙膏的储存器通常设置在牙刷的把手部分，例如'590专利中所示，或者设置在一个单独的装置中，例如'110专利中所示。在一些
25 情况中，储存器是一次性的，因此当储存器中的流体被用完时，储存器本身被抛弃并插入一个新的储存器，这样一种系统见'370专利。在其余的系统中，储存器是可再充的。通常，储存器包含用于流体牙膏或药物的大量特殊应用的足够流体。

用于将流体从刷头进行分配的各种系统也是已知的。在一些情况
30 中，流体从刷头上的许多孔分配，例如'492专利中所示，而在其余的情况中，流体通过硬毛本身分配，例如Evans的美国专利US4,039,261中所示。

但是，流体分配系统往往难以操作，而且是不可靠和昂贵的。许多这种系统太复杂了以致不能可靠操作，而且/或不能正常工作，而其余系统由于流体管路或排出孔的堵塞或差的泵送作用等原因而不能工作。另外，难以设计一种系统，该系统具有一个足够小的可以装
5 在一个普通牙刷结构中的泵。一般使用外部泵，它们体积大而且昂贵。这些泵元件，无论是体内的还是体外的，通常都太复杂了以致不能持续可靠地工作，或者太昂贵而不实用了。鉴于所有这些原因，用于手动和电动牙刷的流体分配系统还没有特别成功。

由于潜在的利益，需要在电动牙刷中设置一个流体分配系统，该系统可靠而且设计足够简单以使制造和维修是切实可行的。

本发明的公开内容

因此，本发明包括用于电动牙刷的一种流体输送系统，其包括：一个设置在电动牙刷的牙刷头部内的储存器，其中所述头部可从牙刷的把手部分拆下；一个泵元件及相关的流体管路，用以将流体从储存
15 器移到牙刷头部的刷头部分；以及一个设置在刷头中的分配元件，该元件连接到所述的流体管路，在所述泵元件提供的压力下，用以从泵元件接收流体并容许流体从其排出到硬毛附近。

本发明还包括用在电动牙刷的流体输送系统中的一种泵，其包括：一个泵元件，用以将流体从一个储存器移到位于牙刷刷头部分中的一个分配元件，其中所述泵元件包括一个室和一个球，在牙刷操作
20 期间该球与刷头的运动响应在所述室中运动，其中所述球在室中的运动导致流体从储存器移入泵元件，然后用足够的压力移出泵元件以将流体移到分配元件并在然后从其移出。

本发明还包括一种用于电动牙刷的再充系统，用于和具有一个内置储存器的电动牙刷一起使用，工作期间流体从该储存器移到刷头中的硬毛，内部储存器具有至少一个使用单位的小容积，所述再充系统
25 包括：一个与电动牙刷分开的外部再充装置，该再充装置具有一个流体储存器，其容纳大量体积的流体，至少是若干使用单位容积的流体；与再充装置和电动牙刷相关的装置，用于产生一个从再充装置到电动牙刷的流体通道；以及用于将流体从再充装置移到电动牙刷的内部储存器中的装置。

附图的简要描述

图1是一个牙刷的示意图，该牙刷包含本发明的流体分配系统。

图2是图1牙刷头部的一个局部分解图。

图3是一个示意图，表示本发明的流体分配系统的一部分。

图4A和4B是本发明的流体分配系统的一个再充阀的横剖图，其中
5 具有和没有一个再充针（needle）。

图5是一个局部分解图，表示泵元件和刷头。

图6和7是表示流体在储存器和刷头之间运动的横剖图，包括移动流体的泵元件。

图8是表示流体输送系统分配阀的横剖图。

10 图9到13表示本发明的再充装置及再充图1所示牙刷的体内储存器的过程。

图14是再充装置的一个顶视图。

图15是图5至8所示泵元件的另一个实施例的局部分解图。

图16是图15所示泵元件的一个横剖图。

15 图17是图15所示泵元件的另一个横剖图。

图18是图15所示泵元件的泵室部分的一个横剖图。

图19是图15所示泵元件顶部的一个示意图。

图20是图15所示泵元件的泵室部分的另一个横剖图。

实施本发明的最佳方式

20 图1表示一个典型的电动牙刷，其中使用了本发明的流体分配和再充系统。但是，应该强调的是本发明并不限于所示和所述的特定电动牙刷或者限于一种特定的刷头运动。而且，本发明的原理可以应用于多种结构的电动牙刷，本发明的某些方面甚至可以用在手动牙刷中。

25 以标号10表示的图1所示的电动牙刷包括一个把手部分12和一个可动头部14。在把手部分中的是一个电动单元，包括驱动刷头18的一个电磁驱动器和一个电池，刷头以一种左右方式安装在一个可转动的臂上，这在下面将要详细论述。牙刷10由一个按钮打开/关闭开关19控制。

30 图2是一个分解图，表示图1牙刷头部14的基本元件。所述头部包括两个配合的主体元件22和24，其围绕一个支承元件32装配在一起。主体元件24包括一个用于刷头18的伸出的护罩26。刷头18安装在一个

转臂30上,接着该臂被安装在一个扭转销轴元件33周围以便转动,元件33在支承元件32的相对侧之间延伸.转臂30由牙刷把手部分12中的一个电磁驱动器(未示出)驱动,该驱动器作用在转臂30端部的磁元件36上.有关这样一种牙刷结构和操作的更详细描述见Giuliani等的
5 美国专利US5,378,153,其具有和本发明相同的受让人.

橡胶密封38和塑料环40将臂30密封到主体元件22和24,防止潮气返回头部14.一个螺母部分15通过螺纹连接将头部14连接到把手部分12.位于一个内腔46中的是一个体内储存器50,该内腔由两个配合的主体部分22和24形成.体内储存器50一般是箭头状的,大约两英寸
10 长,具有沿其周边连在一起的前后类似的弹性塑料板.该实施例所示的体内储存器50通常容纳一次刷牙所需的足够流体,即一个“使用单位”.这种较小的体内储存器容积是重要的,原因在于它容许一个流体储存器设置在图1所示牙刷结构的可动头部14中.这种设置具有许多优点,包括一个较短的流体通道和一个整体简化的结构.因此,当
15 替换头部14时,例如当刷头18的硬毛磨损时,储存器50及相关的流体输送系统是替换单元的一部分.

参照图2和3,从储存器50延伸的是一个短管部件52,该部件装配到一个再充阀56的下端,这在下面详细描述.位于管部件52入口上面、从再充阀56侧面延伸的是一个弹性流体管路60,在该实施例中的
20 是一个直径约0.10英寸、长约1英寸的弹性塑料材料的管路.流体管路60连接到一个流体入口管62,管62的直径约为0.05英寸并延伸到其邻近端64处的刷头18中.

图5至8表示刷头18中的流体输送结构,包括一个流体泵66、一个位于基座元件76中从泵66延伸的流体输送腔68、及一个流体分配阀
25 70,该阀从输送腔68向上延伸,经过刷头表面71上的刷头18进入牙刷的硬毛区域72.

流体入口管62延伸到刷头18中,在该处它连接流体泵66的入口区域83(图7).流体泵66是一个不规则的块,具有一个从其横向延伸的柱状孔75.流体泵66设置在细长的基座元件76的一端.细长的基座
30 元件76约0.03英寸厚并具有一个挖去部分或腔部68,该部68从泵66大约延伸到基座元件76的另一端.该实施例中所示的腔部68约为0.015英寸深.

如图5所示，该实施例中所示的流体泵66和基座元件76形成一个整体元件，该元件装入刷头下表面中的一个相匹配的腔77中。腔77被如此构造以便当该整体元件正确地设置在腔77中时提供一个用于泵66中柱状孔75端部的固体密封。流体输送腔68连接泵66的出口部分85和分配阀70的下端。当一体的泵和基座元件就位时，一个围绕基座元件76中腔68的唇部84接触刷头中的一个配合表面87，提供一个围绕腔68的液密密封。这样腔68就作为一个连接泵66和分配阀70的流体输送装置。

泵66被构造的具有可以被解除的相对拐角，被解除的部分分别从柱状孔75的相对开口端绕过该块体的相邻拐角延伸到一个位置，该位置近似位于沿泵66的邻近侧的中央。这种结构从图6和7中看得最清楚。用作活塞的一个圆球63安放在气缸孔75中。入口区域83重叠孔75的一段，而出口区域85重叠孔75的另一端。出口区域85连接到基座元件中的流体输送腔68。因此，存在一个从管62到腔68的完整流体通道。球63在柱状孔75中移动，当工作中刷头从左到右运动时，对进入孔75的流体产生一种泵送作用。

对于具有作用到阀70的足够流体压力的正确的泵送操作，在球63和柱状孔75的内表面之间留有适当的间隙是重要的。在所示实施例中，该间隙约为0.0015英寸。

操作中，在排出冲程期间，当球向孔75的排出或出口区域85运动时，流体即朝出口区域运动又绕过活塞朝孔75的入口区域83运动。在活塞的返回冲程（朝向入口区域83），关闭的分配阀强迫流体绕经球朝向出口区域，准备下一个排出冲程。流率不完全取决于刷头运动的大小，且因此是牙刷载荷的函数。当刷头系统是一个共振系统时，例如'153专利中所述的，当硬毛与牙齿接触时，流率增加。在流体通道的端部有或没有分配阀都会出现泵送作用，而且工作中的泵送作用是自起动的，即它能泵送空气。

由活塞头的往复运动引起的活塞球63的往复动作迫使流体从泵的出口区域85流出并容许流体从流体管62进入入口区域83。在出口区域85中，流体绕泵体的拐角并沿邻近侧运动，被刷头腔的壁约束到泵和基座元件装配的地方中。流体进入基座元件76中的腔68，绕过靠近腔68端部的小转向元件92进入分配阀70的基部96的内孔94中。

分配阀70如图8所示。内孔94的直径约为0.07英寸。所示实施例中的阀70为0.34英寸高。阀70被称为一种“鸭嘴”阀，这是由于它在其自由端101处具有两个会聚的唇部98和100。这两个唇部98和100通常是关闭的，即被压在一起，以防止流体泄漏和/或倒流。流体由刷头的往复动作及泵的作用移送到阀70中，具有足够的压力强迫所述的两个唇部98和100分开，在喷在活塞的各“排出”冲程中将流体分配到硬毛区域。所示的阀不仅防止作为一种潜在污染源的流体倒流，而且有助于使泵自起动并确定输出流速。

“鸭嘴”阀70是已知的，其由一种弹性塑料材料制成，以便于唇部98和100的打开和关闭。在所示实施例中，阀70的自由端在刷头基座上约伸处0.18英寸。它一般近似设置在硬毛纵向和横向的中部，尽管这对于系统的正确工作是不必要的。

在工作中，当刷头18左右运动以使活塞球在柱状孔75的入口和出口端之间往复运动时，小体积的流体（约0.00013cc）将被依次从储存器通过泵66移送到分配阀70。阀70的唇部98、100与各个小流体浪稍微分开，但在该浪经过之后再靠近。连续量的流体被强迫进入硬毛区域并由移动硬毛的动作输送到牙齿的所需区域。

因此，在硬毛动作的过程中有一个流体到硬毛区域的连续输送（以小的连续喷射）。该系统比已有的系统具有一些优点。第一，流体输送的连续（以连续喷射或脉冲的形式）特性防止流体在刷牙期间变稀，即这种情况，当流体是传统的牙膏或口腔药物时，它在开始刷牙时被引入。第二，应用本发明使所述流体的效果增强，这是由于流体能被直接供给硬毛作用的区域。

在所示牙刷的特殊作用中，以所述方式并具有'590专利所述的包括频率和振幅的工作特性，牙膏或药物流体的作用被反复增强，这是由于硬毛运动所产生的流体的空穴或其它作用。另外，这是流体到嘴部特定区域的精确输送，包括齿龈线中及牙齿之间的牙龈区域。

因此，本发明的流体分配系统不仅实用和可靠，而且当它在选定的工作条件下使用时还具有显著的治疗效果，例如'590专利中牙刷的运动所产生的那些。

如上所述，所示实施例中的储存器50具有一个使用单位的容积，即所述容积足够一次普通长度的刷牙，即两分钟左右。本发明的系统

还包括一个用于一个使用单位储存器的再充系统。该再充系统如图9至14所示。

图9表示整体上的再充装置，其与图1所示的牙刷一起使用。为了再充牙刷头部的一个使用单位的储存器50，再充装置102向下安装在牙刷的顶部，牙刷的头部和刷头部分向上延伸到再充装置102的内部。所述再充装置包括一个壳体104，该壳体具有一个可以示出再充装置一部分内部的可视窗106，因此用户可以确保牙刷的正确插入。

图10表示再充装置的各部分。它包括壳体104和一个内芯元件110。内芯元件110包括一个下部112，该下部的构造可以容纳牙刷头部的上部并与其配合。刷头18向上延伸穿过芯元件110中的一个孔114。芯元件110具有相对的侧轨道116和118，它们在芯元件的外表面119上从芯元件的下边缘117向上延伸。轨道116和118与壳体104内表面120上相应的配合导槽（未示出）配合。

这种设置容许芯元件110以可靠的方式在壳体104中上下运动一定的距离，没有旋转或左右运动。从芯元件110下部112的顶部向上延伸的是一个窄的延伸元件122，在其上端具有一个水平唇部124，在其底部具有两个间隔开的翼形元件126和128，它们邻近所述下部的顶部。芯元件110的下部112在其上端还包括一个邻近翼形元件128的平面部分130。穿过该平面部分130延伸的是一个小孔132。孔132便于容纳再充装置的一个再充针。

位于芯元件110之上的是一个泵装置140，其中包括一个再充储存器111。位于泵装置140之内的是一个填充针142，其与安装到一个密封装置144的针的底部141垂直地取向，密封装置144以一种和泵室内周表面密封的关系装配到泵装置140的泵室部分145。位于泵装置140顶部中的是一个孔150，该孔与泵装置内的再充储存器111连通。一个顶部元件154咬合到泵装置140的上唇部156。在顶部元件154中央处的是一个腔形部分158，在该部分的底部有一个孔160（在图10中局部地示出），该孔可以与泵装置中的孔150对准或不对准，这取决于所述顶部元件的转动位置。当顶部元件处于正确位置以使这两个孔160和150对准时，再充储存器111可以通过这两个孔填充。

图11至13是横剖图，表示用于牙刷中一个使用单位储存器50的再充过程的步骤。在图11中，牙刷刚被设置在再充装置内部，芯元件110

位于其最下位置。在该位置中，延伸元件122的唇部124保留在再充装置内部的一个接收槽170中，和没有牙刷位于再充装置中的情况相同。在该位置中，填充针142的下端164恰好穿过芯元件表面130中的孔132。针底部141及密封装置144位于泵室145内的它们的最下位置。

5 泵室145内的一个弹簧174趋于将针底部141及密封装置144保持在其最下位置。泵室145（原文为144？）下端的室入口阀176位于其关闭位置，如图所示。针142的主体通过密封件178被密封到室145的下边缘元件149。

当牙刷再被用户插入芯元件110中时，牙刷头部的特殊构造的弯曲肩部推靠牙刷元件122底部的翼形元件126、128（图10）。该动作迫使延伸元件122向后足够的距离，以便延伸元件顶部的唇部124移出接收槽170，同时容许芯元件在再充装置中再向上移动。另外由用户作用在牙刷上的向上压力导致芯元件110的进一步向上运动，填充针142进一步穿过芯元件中的孔132并进入牙刷头部14的再充阀56中（图

15 2所示）。

图12表示芯元件运动的一个中间位置，在该处芯元件110的上表面抵靠填充针142的一个肩部180。为了到达该中间位置，芯元件已经在填充装置中向上运动了，但针本身及填充针142的底部141连接的密封装置144都还没有在泵室145中运动。入口阀176保持关闭。

现在参照图13，牙刷的进一步向上运动将导致芯元件110在填充装置中的进一步向上运动，所述芯元件向上推靠在填充针142的肩部180。针142、其底部141及密封装置144在泵室145中向上移动，抵抗弹簧174的作用，在针底部141和泵室145的下端产生一个容积187。来自填充储存器的流体由通过入口阀176的真空作用抽到容积187中，所述阀向上运动。当针底部141及密封装置144抵抗泵室145中弹簧174的作用向上移动时，容积187充满流体。

20

25

填充针142具有沿其周边隔开的孔，在该处它连接底部141。更详细地说，针142通过一种“交叉丝”结构连接底部141，“交叉丝”结构的相邻部分之间的空间通到针的中空内部。当芯元件在填充装置中到达其最高位置时，容积187具有近似4ml的容量而且完全充满来自填充储存器111的流体。

30

在该位置处，刷头稍回退。当牙刷被抽回时，弹簧174的作用迫使密封装置144、针底部141及填充针142本身在泵室145中向下移动，从而减小容积187。容积187中的流体被强迫通过填充针底部的“交叉丝”孔向下进入并通过填充针142的中空内部并从所述针下端的孔188出去。

如上所述，在此位置处的针142中的孔188是位于牙刷的填充阀中。参照图4A和4B，针142向下延伸穿过阀56中的一个顶部密封元件189近似到达其下端190。在区域193中阀56密封地围绕针142，防止流体从针通过排出口194的任何倒流，出口194与流体管路60连接。从所述针中地孔188出来的流体通过口192进入流体管路52（图3），其导向体内储存器50。

从填充装置进入储存器50的流体量在所示实施例中约为4毫升，这是适于一次使用单位的量。但是，如果需要的话，取决于储存器的容量，其它量可以被分配到体内储存器中。当牙刷从填充装置被充分地往回拉时，所述针、其底部及密封装置回到它们在再充装置中的原始位置，如图12所示。然后将牙刷从所述再充装置拆下，准备一次使用流体，即一次刷牙。体内储存器50的再充发生在每次刷牙之前。

当所示实施例包括一个一次使用单位的储存器，而且该储存器正为每次刷牙而被填充时，可以调整储存器以便容纳多于一次使用的流体。但是，外部再充装置对于储存器的方便再充仍是有用的，容许使用一个位于牙刷体内的较小流体储存器，因此节约了空间和泵送需求。

至此，已经描述了用于电动牙刷的一种新的流体分配和再充系统。该系统包括位于牙刷可动头部中的一个小的使用单位储存器。一个流体管路从所述储存器延伸到位于刷头中的一个小泵元件中。该泵元件随着刷头的往复运动提供了流体从储存器到牙刷头中一个分配阀的运动，从而使流体移动到硬毛。

体内储存器在每次使用之前由一个单独的再充装置再充，其中牙刷被插入该装置。以特定顺序的刷头相对于再充装置的运动导致再充储存器中的流体通过牙刷头部中的一个填充针和再充阀进入刷体内的一个使用单位的储存器。

图5至8所述的泵结构的一个替换实施例见图15至20。被标以202的整个泵局部地形成在刷头204的底部203中。一个盖元件214也是整体泵202的一部分。流体，例如一种牙膏通过一个进入管206被提供给泵202。形成在底部203中的泵202的一部分是一个圆柱状的泵孔208。
5 可在泵孔208中移动的是一个球形活塞元件210，该元件也被称为活塞球。

位于泵孔208排出端226处的是一个塞子元件212，其在泵孔208中具有一个特定的构造。一个浅的流体出口部分215从泵孔208的排出端226延伸到一个单向阀216，该阀将流体引导至硬毛。图15至20所示
10 的替换实施例通常更有效而且会比前述实施例产生更高的压力。

现在参照图15至18，入口管206通过刷头204的邻近端219提供流体，例如牙膏到一个短通道220，该通道被模制到刷头（图16）中并将管206的远端222连接到一个入口连接件224，该连接件在入口端227
15 连接到泵孔208。在所示实施例中，入口连接件224被设置在泵孔208的顶部。

所示实施例中的泵孔208直径比球形活塞元件210的直径稍大，在所示实施例中为2mm。仅需要使泵孔的直径稍大于活塞元件210的直径，以便当活塞元件在所述孔中移动以从泵孔中排出流体时维持泵孔中的压力并使通过活塞元件的流体泄漏非常小。在所示实施例中，泵
20 孔的直径约为2.1mm、长度约为4.5mm。

设置在泵孔208排出端226的是一个塞子212。塞子212具有一个内表面232（朝向泵孔），该表面是中凹的，即盘形的，这在图20中看得最清楚。在所示实施例中，所述弯曲稍大于球形活塞元件的弯曲度。在所示实施例中，塞子由弹性材料制成。

在球形活塞元件在泵孔208中运动期间，它在流体排出冲程的末尾接触表面232，期间流体被活塞元件的运动从泵孔的入口端推到出口端。在所示实施例中，所述活塞元件由碳化钨材料制成。例如，碳化钨的增加密度可认为是相对于钢材增加了泵的压力和性能。

影响性能的泵变量包括球形活塞元件的直径、球形活塞的横截面积及球形活塞的质量。活塞元件和孔之间的间隙也影响性能。泵孔
30 中的流体通过出口234排出，该出口位于泵孔排出端的顶部（图20）。

从泵孔208排出的流体直接进入流体出口部分215, 该部分在所示实施例中约为0.25英寸长、0.10英寸宽、0.02英寸高, 并被限定在刷头和盖元件214的下表面214a中。盖元件214从管206的通道220的起始处延伸到经过流体排出通道215的端部229的一位置。

5 现在参照图19, 由盖214下表面214a限定的流体排出部分包括两个翼形延伸件236和238, 它们从流体排出通道的纵向侧边朝向彼此延伸, 使那个位置处的排出通道变窄。这两个延伸件236和238通常是三角状, 而且经过约0.08英寸的距离后将所述通道的宽度从0.10英寸左右缩小到0.04英寸左右。在将从泵孔208排出的流体向刷头中的排出
10 孔引导中, 两个延伸件236和238用作一个流体二极管, 沿排出方向提供的流体流动阻力比沿相反方向提供的小。在延伸件236和238之外的是一个元件240, 该元件居中地设置在排出通道的两侧之间并从盖的下表面214a向下垂入排出通道。所述排出通道终止在其侧面向内倾斜处并汇合在一个弯曲部分中。

15 直接位于元件240下方模制到刷头底部203中的的是一个圆形孔244, 所示实施例中该孔的直径约为0.10英寸。孔244通过刷头延伸, 通到硬毛延伸的表面。设置在孔244中以便它离开刷头表面延伸并位于硬毛之间的是排出单向阀216。在所示实施例中, 单向阀216是楔形的, 与图5至8中的鸭嘴形结构相对。总得来说, 如上所示, 图15至20
20 的泵实施例通常更有效而且比前面披露的泵产生更好的压力。

尽管本发明的优选实施例在此处是被作为示例的, 但应该理解在不偏离本发明精神的情况下该实施例可以包含各种改变、变型及替换, 这由所附的权利要求限定。

说明书附图

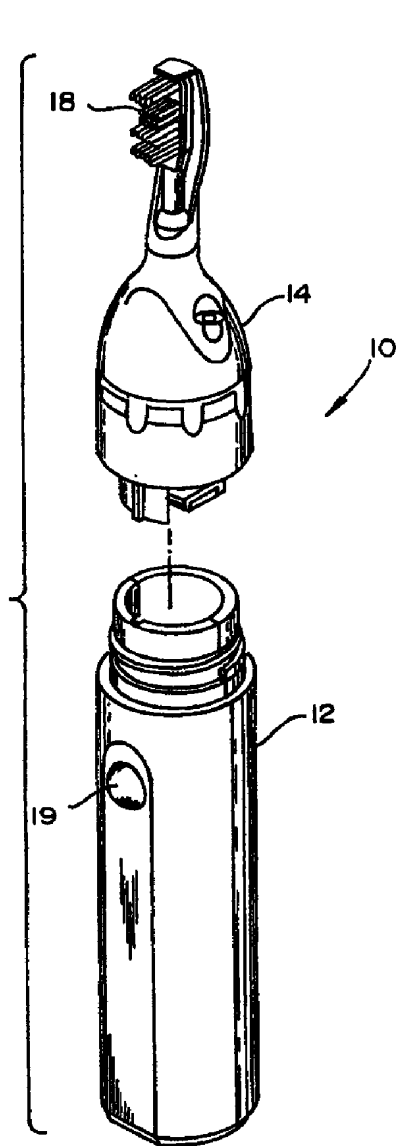


图 1

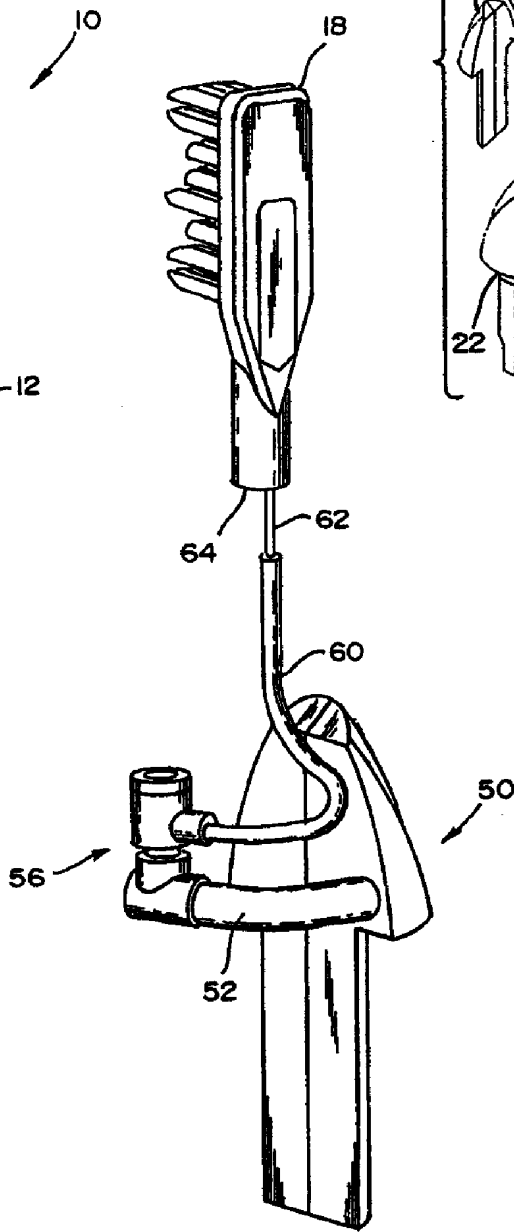


图 3

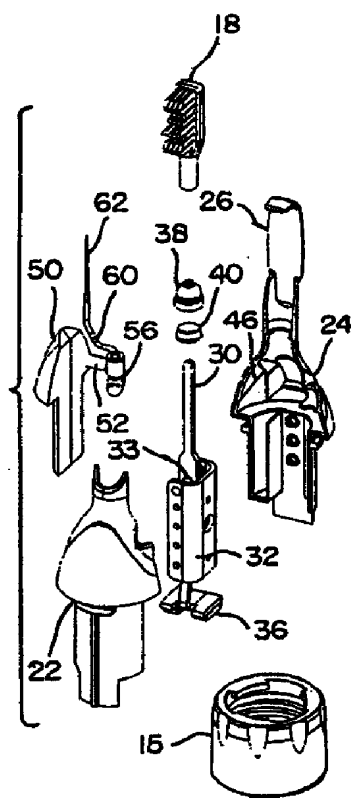


图 2

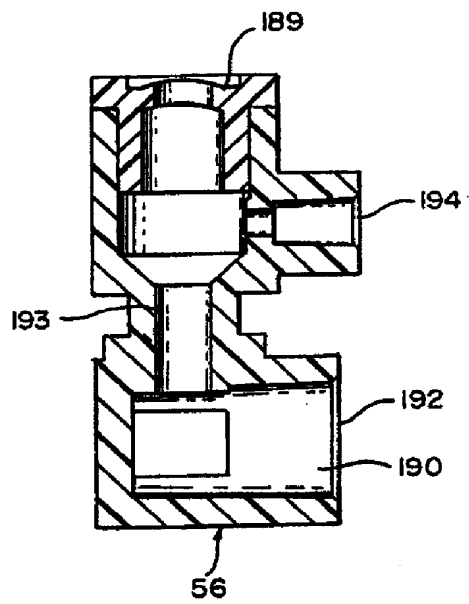


图 4A

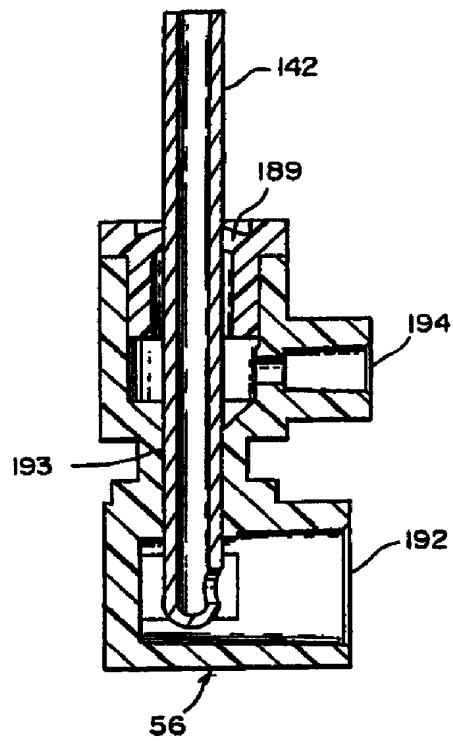


图 4B 18

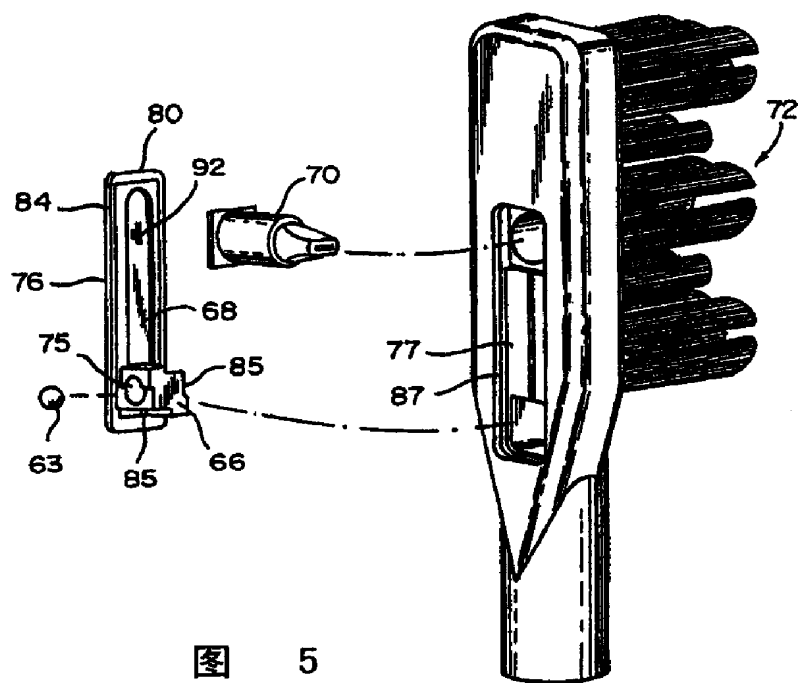


图 5

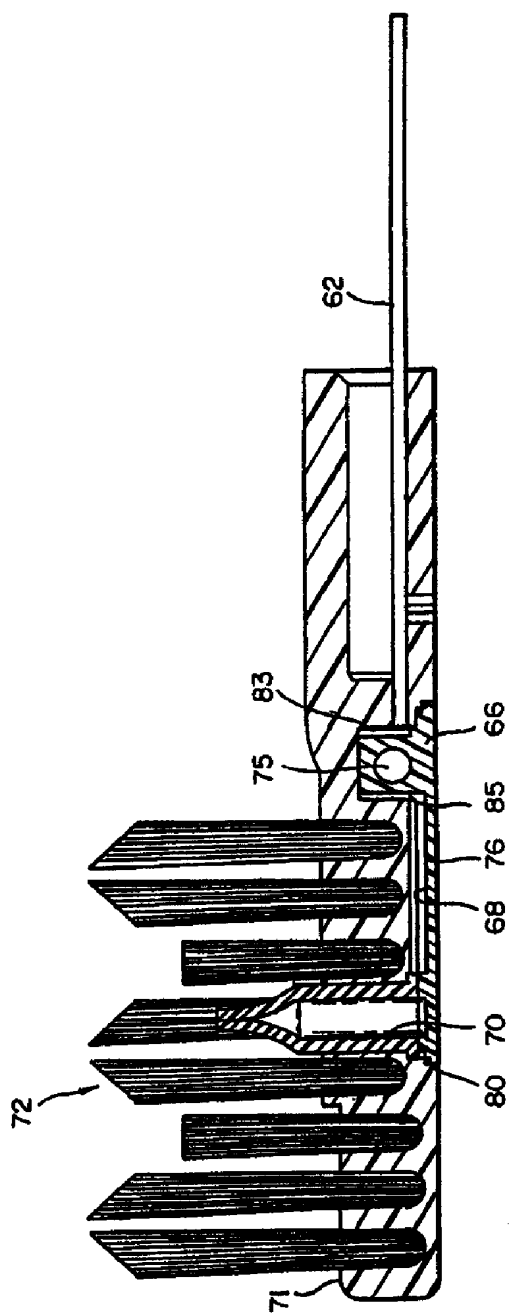


图 6

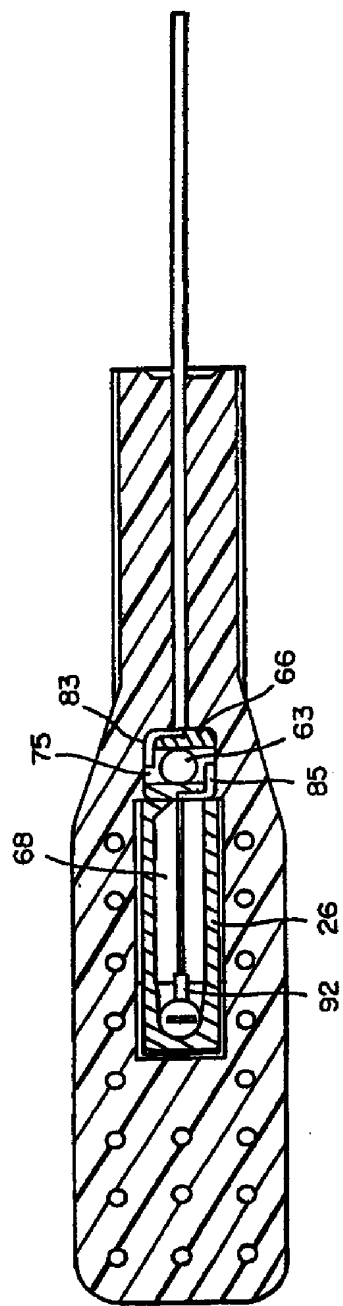


图 7

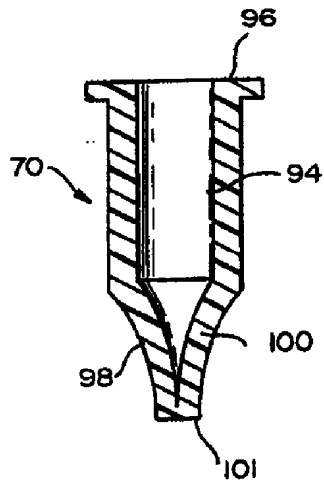


图 8

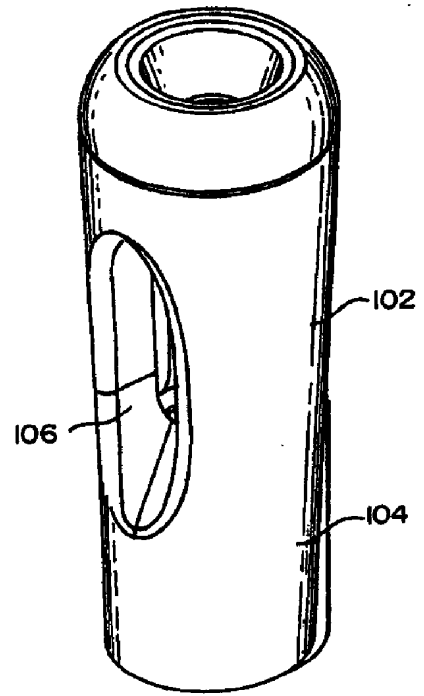


图 9

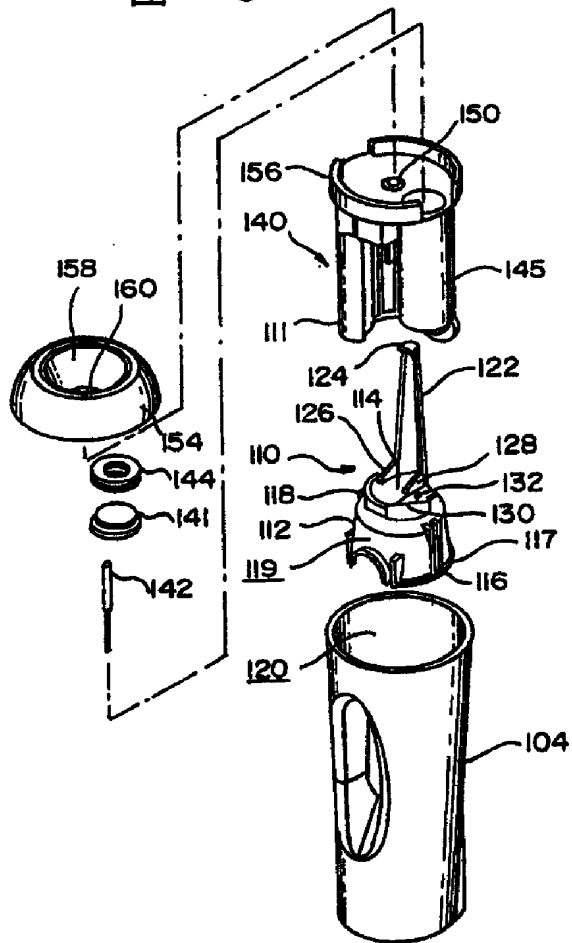


图 10

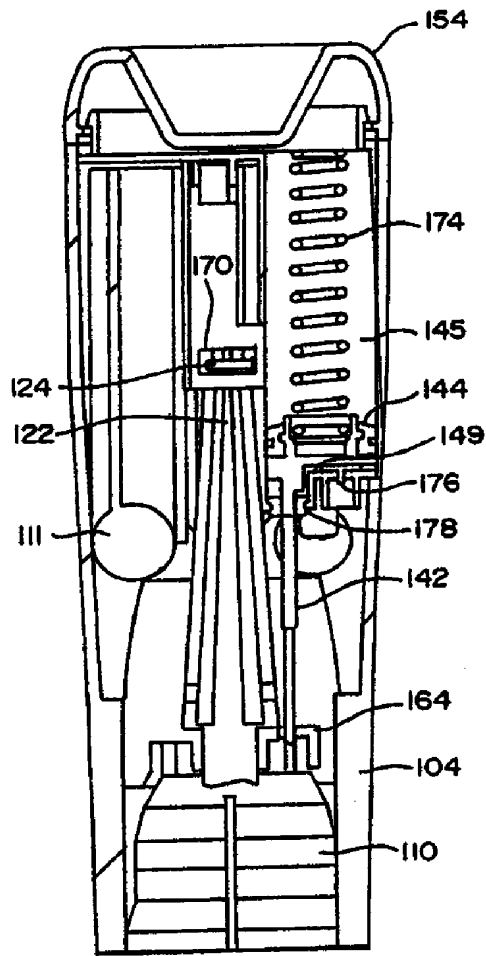


图 11

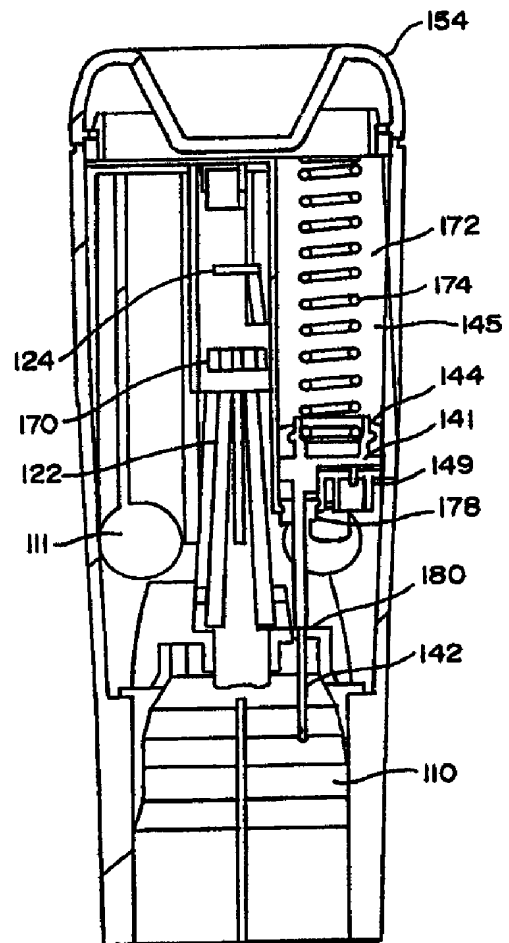


图 12

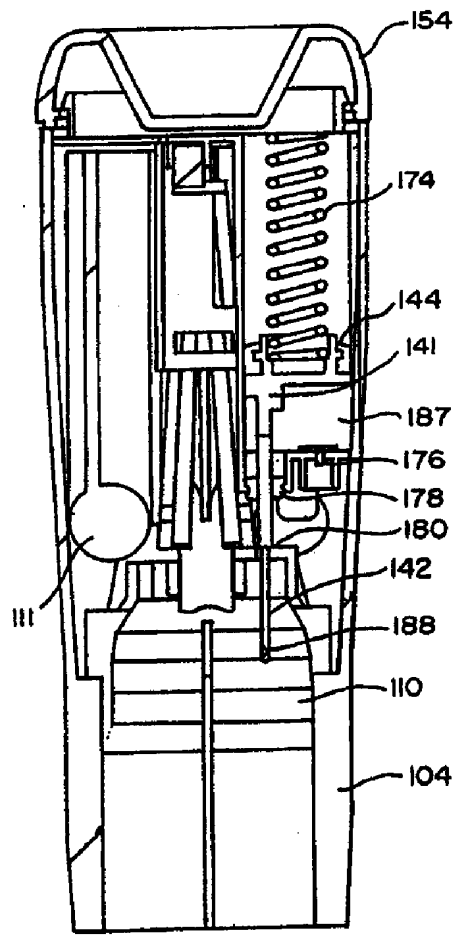


图 13

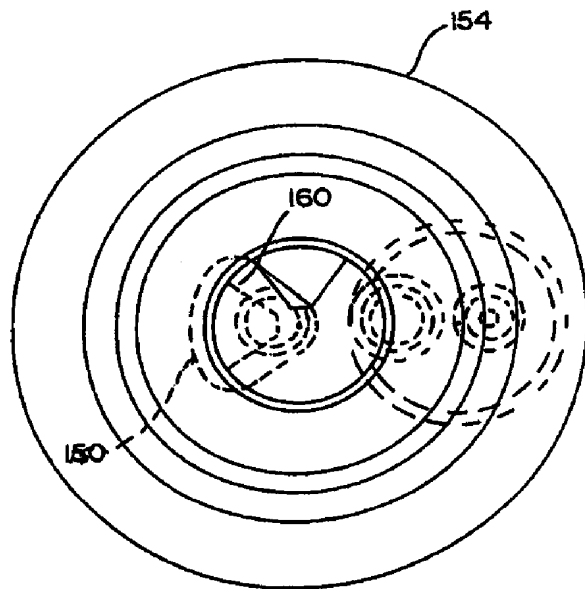
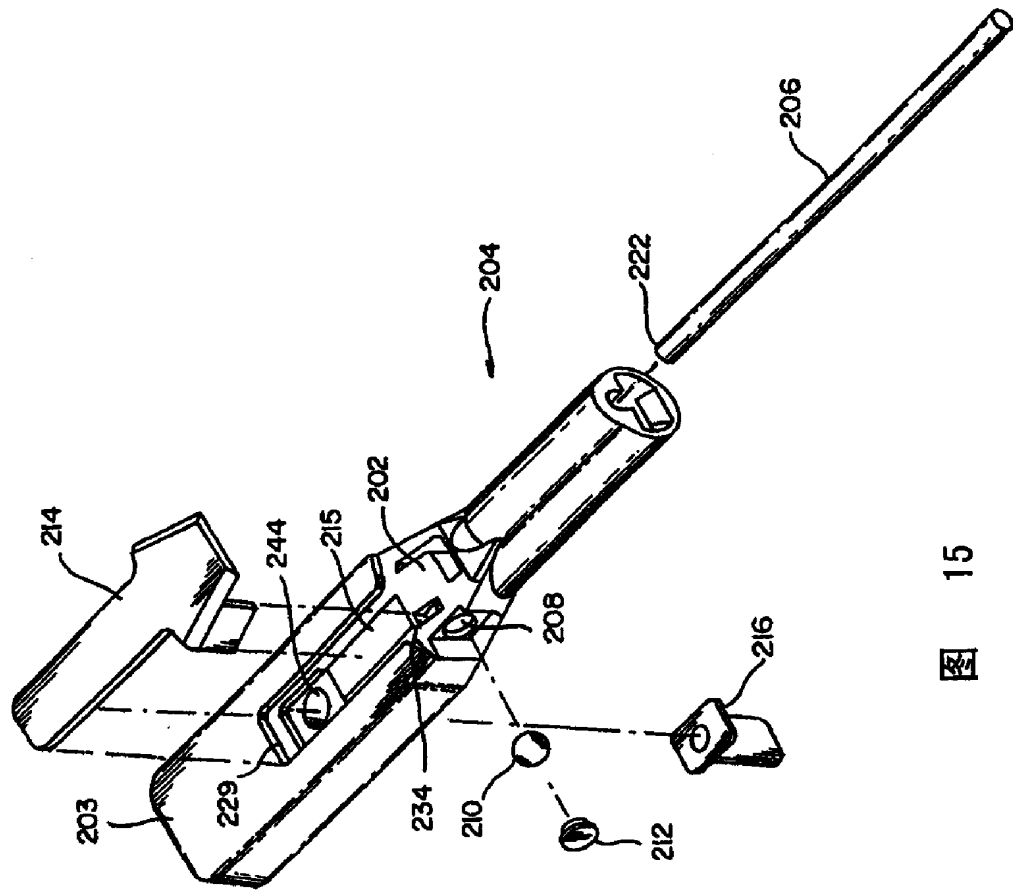


图 14



15

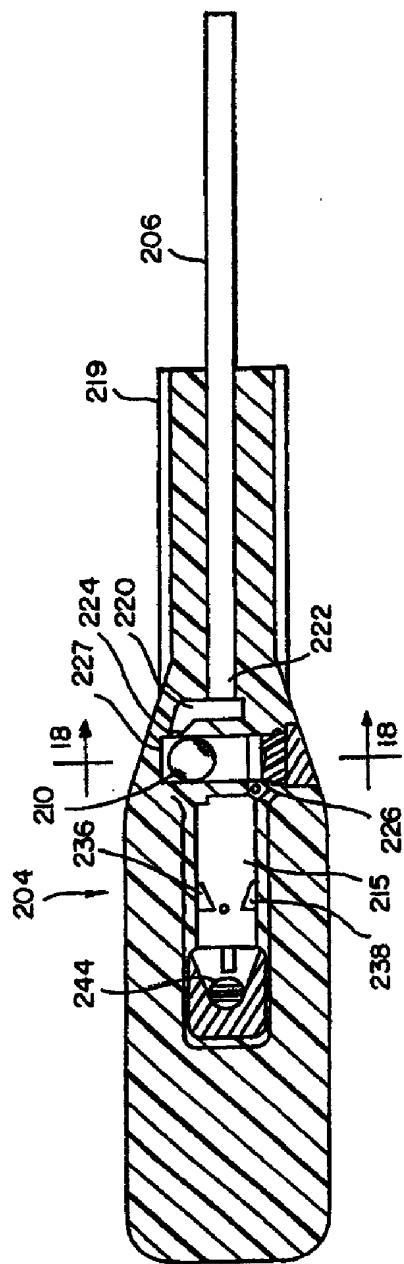
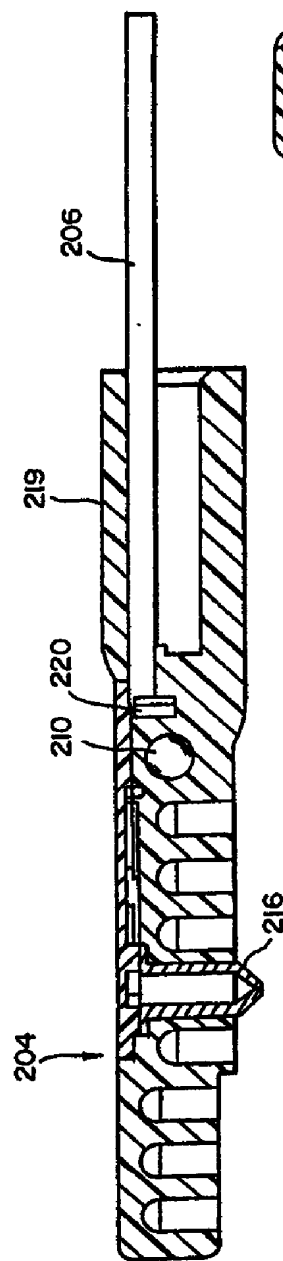
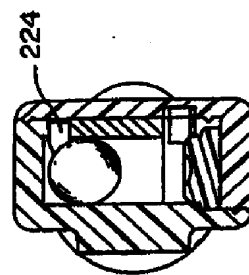
16
四

图 17

18 

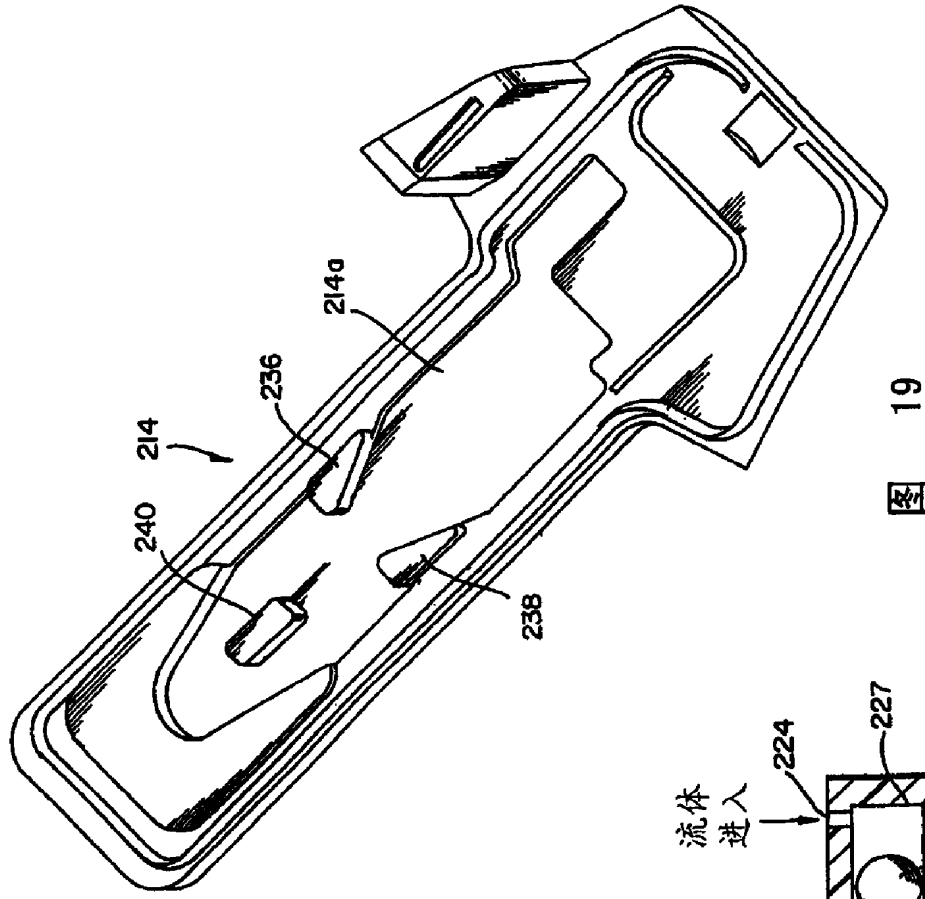


图 19

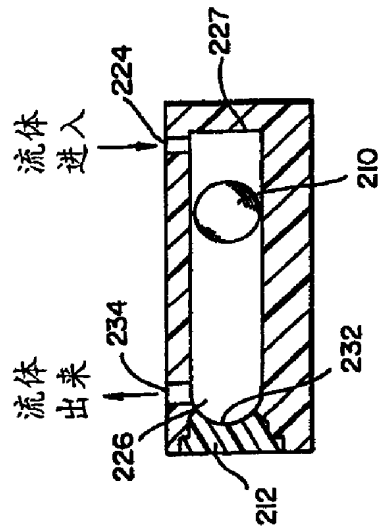


图 20

Cooling system for photocosmetic device**Publication number:** CN1535126 (A)**Publication date:** 2004-10-06**Inventor(s):** ALTSHULER G B [US]; CARUSO J D [US]; ZENZIE H M [US]**Applicant(s):** PALOMAR MEDICAL TECH INC [US]**Classification:**






- **international:** **A61B17/00; A61B18/20; A61F7/00; A61N5/06; A61B18/00; A61N5/00; A61B17/00; A61B18/20; A61F7/00; A61N5/06; A61B18/00; A61N5/00; (IPC1-7): A61B18/18**

- **European:** A61B18/20H

Application number: CN20028014860 20020523

Priority number(s): US20010292827P 20010523; US20020052474 20020118;
US20020363798P 20020312; US20020363871P 20020312

Also published as:

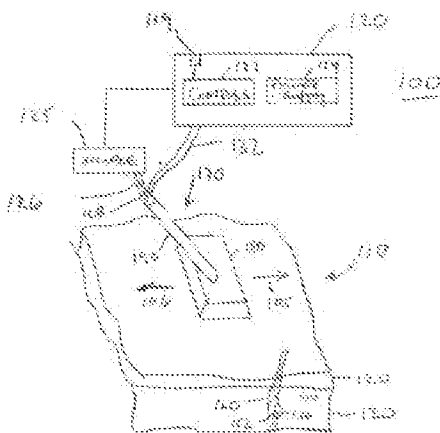
 CN1262249 (C)
 WO02094116 (A1)
 WO02094116 (A9)
 JP2009101183 (A)
 JP2004527330 (T)

more >>

Abstract not available for CN 1535126 (A)

Abstract of corresponding document: **WO 02094116 (A1)**

Photocosmetic device (100) for use in medical or non-medical environments (e.g., a home, barbershop, or spa), which can be used for a variety of tissue treatments. Radiation is delivered to the tissues via optical systems (520 for example) designed to pattern the radiation and project the radiation to a particular depth. The device has a variety of cooling systems including phase change cooling solids and liquids to cool treated skin and the radiation sources (510 for example). Contact sensors (1712) and motion sensor (1820) may be used to enhance treatment. The device may be modular to facilitate manufacture and replacement of parts.



.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02814860.6

[43] 公开日 2004 年 10 月 6 日

[11] 公开号 CN 1535126A

[22] 申请日 2002.5.23 [21] 申请号 02814860.6

[30] 优先权

[32] 2001. 5. 23 [33] US [31] 60/292,827

[32] 2002. 1. 18 [33] US [31] 10/052,474

[32] 2002. 3. 12 [33] US [31] 60/363,798

[32] 2002. 3. 12 [33] US [31] 60/363,871

[86] 国际申请 PCT/US2002/016435 2002.5.23

[87] 国际公布 WO2002/094116 英 2002.11.28

[85] 进入国家阶段日期 2004.1.29

[71] 申请人 帕洛玛医疗技术公司

地址 美国马萨诸塞州

[72] 发明人 G·B·阿尔特舒勒

J·D·卡鲁索 H·M·岑兹

J·布尔克三世

A·V·埃夫罗费夫

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

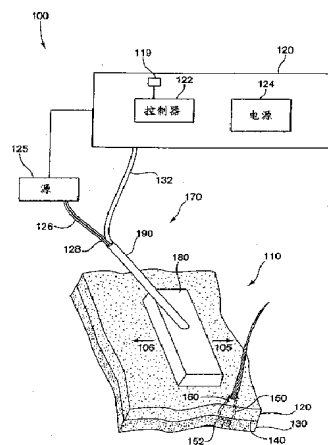
代理人 崔幼平

权利要求书 6 页 说明书 42 页 附图 33 页

[54] 发明名称 用于光美容装置的冷却系统

[57] 摘要

光美容装置(100)用于医学或非医学环境(例如家庭、理发店或者矿泉疗养地)中,可用于进行多种组织处理。射线通过设计用于对射线定型并将射线投射至特定深度的光学系统(例如 520)输送至组织。这种装置具有多种包括相变冷却固体和液体的冷却系统以便冷却受到处理的皮肤和射线源(例如 510)。接触传感器(1712)和运动传感器(1820)可以用来加强处理效果。这种装置可为模块式以便于制造和更换零件。



1. 一种用于病人皮肤的一个区域上的光美容装置，包括：
一紧靠病人皮肤使用的处理头部；
5 至少一个置于处理头部内并且适于将射线投射于皮肤区域上的电磁射线源；
一与该至少一个源保持热联接的冷却表面；以及
一用于将相变物质引导至冷却表面上的机构。
2. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，相变物质包括一
10 液体。
3. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，相变物质包括一固体。
4. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，冷却表面具有纹理。
- 15 5. 根据权利要求 4 所述的装置，其特征在于，纹理为线性凹槽型式。
6. 根据权利要求 4 所述的装置，其特征在于，纹理为同心凹槽型式。
7. 根据权利要求 4 所述的装置，其特征在于，纹理为多个突起。
- 20 8. 根据权利要求 2 所述的装置，其特征在于，机构包括一喷口。
9. 根据权利要求 8 所述的装置，其特征在于，机构还包括一联接至喷口上的阀，其中阀控制着投射于冷却表面上的液体量。
10. 根据权利要求 9 所述的装置，还包括一用于产生显示至少一部分皮肤区域的温度的信号的热传感器和一用于接收来自热传感器的
25 信号并响应于温度而控制着阀的控制器。
11. 根据权利要求 1 所述的装置，还包括一用于容放物质的容器，容器联接至机构上。
12. 根据权利要求 2 所述的装置，其特征在于，液体包括一致冷剂。
- 30 13. 根据权利要求 12 所述的装置，其特征在于，致冷剂包括四氟代乙烷。
14. 根据权利要求 3 所述的装置，其特征在于，固体包括冰。

15. 根据权利要求 3 所述的装置, 其特征在于, 固体包括一有机化合物。

16. 根据权利要求 3 所述的装置, 其特征在于, 固体为镓/铟合金。

5 17. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 冷却表面为一向源提供电力的导热电极的一个表面。

18. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 冷却表面为一与源保持热联接的导热散热片的一个表面。

10 19. 根据权利要求 2 所述的装置, 其特征在于, 该至少一个源具有一定长度, 并且冷却表面具有至少一用于接收相变物质的通过其中的通道。

20. 根据权利要求 2 所述的装置, 其特征在于, 该至少一个源具有一定长度, 冷却表面具有多个用于接收相变物质的通过其中的通道, 这些通道沿着长度方向对齐。

15 21. 一种用于病人皮肤的一个区域上的光美容装置, 包括:

一紧靠病人皮肤使用的处理头部;

至少一位于处理头部内并且适于将射线通过处理头部投射于皮肤区域上的电磁射线源; 以及

20 一联接于处理头部上并适于将第一物质投射至病人皮肤上的第一机构。

22. 根据权利要求 21 所述的装置, 还包括一用于将射线传送至皮肤区域的光学系统, 这种光学系统具有一适于与病人皮肤相接触的表面。

25 23. 根据权利要求 21 所述的装置, 还包括一与该至少一个源和所述表面保持热联接的冷却表面, 以及一用于将相变物质投射于冷却表面上的第二机构, 其中第一机构适于使用通过相变物质的相变而形成的气体来将第一物质驱至病人皮肤上。

30 24. 根据权利要求 21 所述的装置, 还包括一与源和所述表面保持热联接的冷却表面, 以及一适于将第一物质的第一部分投射于冷却表面上的第二机构。

25. 根据权利要求 24 所述的装置, 其特征在于, 第一物质为一液体而投射于皮肤上的第一物质的第二部分为通过第一物质的相变而

产生的气体。

26. 根据权利要求 24 所述的装置, 其特征在于, 第一物质为一固体而投射于皮肤上的第一物质的第二部分为通过第一物质的相变而产生的液体。

5 27. 根据权利要求 24 所述的装置, 其特征在于, 第一物质为一固体而投射于皮肤上的第一物质的第二部分为通过第一物质的相变而产生的气体。

28. 根据权利要求 21 所述的装置, 其特征在于, 第一物质包括一液体。

10 29. 根据权利要求 28 所述的装置, 其特征在于, 液体包括一洗液。

30. 根据权利要求 21 所述的装置, 其特征在于, 第一物质包括一气体。

15 31. 根据权利要求 30 所述的装置, 其特征在于, 气体包括已冷却过的空气。

32. 根据权利要求 21 所述的装置, 其特征在于, 第一物质包括多种组分。

33. 根据权利要求 23 所述的装置, 其特征在于, 冷却表面为一向源提供电力的导热电极的一个表面。

20 34. 根据权利要求 23 所述的装置, 其特征在于, 冷却表面为一与源保持热联接的导热散热片的一个表面。

35. 根据权利要求 21 所述的装置, 其特征在于, 源为二极管激光棒、发光二极管和灯之一。

25 36. 一种用于病人皮肤的一个区域上的装置, 包括:

一紧靠病人皮肤使用的处理头部;

至少一置于处理头部内并且适于将电磁射线投射于皮肤区域上的电磁射线源;

一与该至少一个电磁射线源保持热联接并且包括至少一通过其中的通道的冷却表面; 以及

30 一用于将物质投射至冷却表面上以及该至少一通道中的机构。

37. 根据权利要求 36 所述的装置, 其特征在于, 物质为一液体。

38. 根据权利要求 36 所述的装置, 其特征在于, 物质为一气体。

39. 一种用于病人皮肤的一个区域上的装置, 包括:
至少一适于将射线投射于皮肤区域上的电磁射线源;
一与该至少一个源保持热联接的冷却表面; 以及
一与冷却表面保持热联接的固体块, 固体块随着从冷却表面上吸
5 热而发生相变。
40. 根据权利要求 39 所述的装置, 其特征不在于, 固体块为冰。
41. 根据权利要求 39 所述的装置, 其特征不在于, 固体块为干冰。
42. 根据权利要求 39 所述的装置, 还包括一带动固体块与冷却
表面形成接触的机构。
- 10 43. 根据权利要求 39 所述的装置, 还包括一处理头部, 其中源
置于该处理头部中。
44. 根据权利要求 39 所述的装置, 其特征不在于, 源为二极管激
光棒、发光二极管和灯之一。
45. 根据权利要求 39 所述的装置, 其特征不在于, 冷却表面为一
15 向源提供电力的导热电极的一个表面。
46. 根据权利要求 39 所述的装置, 其特征不在于, 冷却表面为一
与源保持热联接的导热散热片的一个表面。
47. 一种用于病人皮肤的一个区域上的装置, 包括:
至少一适于将电磁射线投射于皮肤区域上的电磁射线源;
20 一与该至少一个源保持热联接的冷却表面;
一与冷却表面保持热联接的固体块, 固体块的至少一部分随着从
冷却表面上吸热而变为液体; 以及
一适于接收液体的一部分并且将这部分液体投射于病人皮肤上的
排放孔。
- 25 48. 根据权利要求 48 所述的装置, 还包括一用于将液体与一化
学物质组合在一起并将液体和化学品的组合引导至病人皮肤上的机
构。
49. 一种用于病人皮肤的一个区域上的装置, 包括:
至少一适于将电磁射线投射于皮肤区域上的电磁射线源;
30 一与该至少一个源保持热联接的冷却表面;
一与冷却表面保持热联接并且包含至少一第一化学化合物和一第
二化学化合物的反应室, 第一和第二化学化合物经过选择以便在反应

室内提供吸热反应。

50. 根据权利要求 49 所述的装置, 其特征在于, 冷却表面为一向源提供电力的导热电极的一个表面。

51. 根据权利要求 49 所述的装置, 其特征在于, 冷却表面为一
5 与源保持热联接的导热散热片的一个表面。

52. 一种用于病人皮肤的一个区域上的装置, 包括:

一紧靠病人皮肤使用的处理头部;

至少一置于处理头部内并且适于将电磁射线投射于皮肤区域上的
电磁射线源; 以及

10 一与该至少一个电磁射线源保持热联接的冷却表面, 冷却表面具有一通过其中的通道, 用于容许一低沸点液体流动至冷却表面的一个表面上。

53. 根据权利要求 52 所述的装置, 还包括一联接至该通道的阀, 用于控制低沸点液体的蒸发。

15 54. 根据权利要求 53 所述的装置, 还包括一用于产生显示皮肤区域的温度的信号的热传感器和一用于接收来自热传感器的信号并响应于信号控制着阀的控制器。

55. 根据权利要求 52 所述的装置, 其特征在于, 一压力源联接至通道上以便控制低沸点液体的沸腾情况。

20 56. 根据权利要求 52 所述的装置, 其特征在于, 源为激光二极管棒、发光二极管和灯之一。

57. 一种用于病人皮肤的一个区域上的装置, 包括:

一紧靠病人皮肤使用的处理头部;

25 至少一置于处理头部内并且适于将射线投射于皮肤区域上的电磁射线源;

一与该至少一个源保持热联接的热传播器; 以及

一与热传播器保持热联接的冷却表面。

58. 根据权利要求 57 所述的装置, 其特征在于, 源为二极管激光棒、发光二极管和灯之一。

30 59. 根据权利要求 57 所述的装置, 其特征在于, 冷却表面为一向源提供电力的导热电极的一个表面。

60. 根据权利要求 57 所述的装置, 其特征在于, 冷却表面为一

与源保持热联接的导热散热片的一个表面。

61. 一种用于冷却热产生装置的冷却系统，包括：

一与热产生装置保持热联接的冷却表面；

5 一适于投射高压液体的喷嘴，液体形成了在冷却表面上流动的液体。

62. 根据权利要求 61 所述的冷却系统，其特征在于，这种高压液体在位于喷嘴与冷却表面之间的整个距离上形成一流。

63. 根据权利要求 61 所述的冷却系统，其特征在于，冷却表面带有纹理。

10 64. 根据权利要求 61 所述的冷却系统，还包括一用于将液体重新引回至冷却表面上的冷却室。

65. 根据权利要求 64 所述的冷却系统，其特征在于，冷却室包括侧壁和一盖。

用于光美容装置的冷却系统

发明背景

5 相关申请

本申请对 2002 年 3 月 12 日提交的临时申请序号 60/363798 的优先权提出要求。本申请还是 2002 年 1 月 18 日提交的申请序号 10/052,474 的部分继续, 而该申请为 1999 年 12 月 28 日提交的申请序号 09/473,910 的继续, 而该申请对 1999 年 1 月 8 日提交的临时申请序号 60/115,447 的优先权提出了要求, 对 1999 年 11 月 9 日提交的临时申请序号 60/164,492 的优先权提出了要求, 并且是 1998 年 5 月 13 日提交的申请序号 09/078,055 即现在的美国专利 U. S. Patent No. 6,273,884 的部分继续, 而该申请对 1997 年 5 月 15 日提交的临时申请序号 60/046,542 和 1998 年 3 月 12 日提交的临时申请序号 60/077,726 的优先权提出了要求。本申请还是 1999 年 3 月 12 日提交的申请序号 09/268,433 的部分继续, 而该申请对 1999 年 1 月 8 日提交的临时申请序号 60/115,447 和 1999 年 1 月 8 日提交的临时申请序号 60/077,794 的优先权提出了要求, 并且是 1996 年 12 月 2 日提交的申请序号 08/759,036 即现在的美国专利 U. S. Patent No. 6,015,404 的部分继续, 并且是现在已放弃的 1996 年 12 月 2 日提交的申请序号 08/759,136 的部分继续, 并且是 1998 年 5 月 13 日提交的申请序号 09/078,055 即现在的美国专利 U. S. Patent No. 6,273,884 的部分继续, 而该申请对 1997 年 5 月 15 日提交的临时申请序号 60/046,542 和 1998 年 3 月 12 日提交的临时申请序号 60/077,726 的优先权提出了要求。本申请还是 2000 年 8 月 9 日提交的申请序号 09/634,981 的部分继续, 而该申请是 1998 年 5 月 13 日提交的申请序号 09/078,055 即现在的美国专利 U. S. Patent No. 6,273,884 的继续, 而该申请对 1997 年 5 月 15 日提交的临时申请序号 60/046,542 和 1998 年 3 月 12 日提交的临时申请序号 60/077,726 的优先权提出了要求。本申请还是 2001 年 4 月 30 日提交的申请序号 09/847,043 的部分继续, 而该申请对 2000 年 4 月 28 日提交的临时申请序号 60/200,431 的优先权提出了要求。本申请还对 2001 年 5 月 23 日提交的临时申请序号 60/292,827 的优先权提出了要求。本申请还对

2002年3月12日提交的临时申请序号60/363,871的优先权提出了要求。所有这些前面的申请说明书的内容在此引入作为参考。

背景技术

存在多种可使用光美容程序（本文中也称作光美容处理）来处理的情况，包括光基（例如使用激光器或灯）除毛、各种皮肤病变的处理，纹身去除、面部重修面以及皮肤恢复活力处理。目前，光美容程序利用对位于病人皮肤的表皮/真皮中的目标结构进行破坏性加热的专业级装置来执行。

到目前为止，光美容程序都是在皮肤科医生的办公室里进行，这部分是由于用于执行这些程序的装置价格昂贵，部分是由于与装置相关的安全考虑，以及部分是由于需要对光在病人皮肤上产生的伤口进行护理。这种伤口可能由于大功率射线对病人表皮造成的损坏而产生并且可能会造成显著的疼痛和/或造成感染的危险。尽管某些光美容程序，例如CO₂激光器面部重修面，出于医学原因（例如需要进行操作后的伤口护理）将可以继续皮肤科医生的办公室里执行，但是如果消费者能够按照安全有效的方式执行程序，则大量的光美容程序可以在非医学环境（例如家庭、理发店或者矿泉疗养地）中执行。即使对于在医学环境中执行的程序，减少皮肤损坏也将会缩短恢复时间。

用于医学或非医学环境中的光美容装置可以受益于以下特征。

（1）这种装置必须安全。例如，必须避免造成眼睛和皮肤损伤。（2）优选地，这种装置易于使用，从而使得操作者在只需阅读了简短的训练周期之后就能够实现可接受的美容结果。（3）优选地，这种装置足够结实耐用以便能承受随便滥用。（5）优选地，这种装置易于维护。（6）优选地，这种装置可大量制造。（7）优选地，这种装置可以合理的价格买到。（8）优选地，这种装置很小并且易于存储，例如存储于浴室中。目前可买到的光美容装置在关于一项或更多项以上提出的方面具有局限性。

发明内容

本发明的第一方面为一种用于病人皮肤的一个区域上的光美容装置，包括一紧靠病人皮肤使用的处理头部、至少一置于处理头部内并且适于将射线投射于皮肤区域上的电磁射线源、一与该至少一个源保持热联接的冷却表面以及一用于将相变物质引导至冷却表面上的机

构。任选地，相变物质包括一液体。另外，相变物质也可包括一固体。

在第一方面的一些实施例中，表面具有纹理。纹理可为线性凹槽型式或者同心凹槽型式。另外，纹理也可为多个突起。该机构可为一
5 喷嘴。机构可还包括一联接至喷嘴上的阀，其中阀控制着投射于冷却表面上的液体量。可使用一热传感器来产生显示至少一部分皮肤区域的温度的信号，并且可使用一控制器来接收来自热传感器的信号并响应于温度而控制着阀。

一容器可包括于内以用于容放物质。在一些实施例中，这种物质为致冷剂。例如，致冷剂包括四氟代乙烷。固体可为冰或者一有机化
10 合物、或者为一镓/铟合金。

冷却表面可为一向源提供电力的导热电极。另外，冷却表面也可为一与源保持热联接的导热散热片的一个表面。冷却表面可具有至少一用于接收相变物质的通过其中的通道。另外，冷却表面也可具有多个用于接收相变物质的通过其中的通道，这些通道沿着长度方向对
15 齐。

本发明的第二方面为一种用于病人皮肤的一个区域上的光美容装置，包括一紧靠病人皮肤使用的处理头部、至少一适于将射线通过处理头部投射于皮肤区域上的电磁射线源、以及一联接于处理头部上并适于将第一物质投射至病人皮肤上的第一机构。电磁射线源可置于处
20 理头部内。这种装置可包括一用于将射线传送至皮肤区域的光学系统，这种光学系统具有一适于与病人皮肤相接触的表面。这种装置可还包括一与该至少一个源和所述表面保持热联接的冷却表面；以及一用于将相变物质投射于冷却表面上的第二机构，其中第一机构适于使用通过第二物质的相变而形成的气体来将第一物质驱至病人皮肤上。
25 这种装置可还包括一与源和所述表面保持热联接的冷却表面，以及一适于将第一物质的一部分投射于冷却表面上的第二机构。

第一物质可为一液体而投射于皮肤上的第一物质的部分为通过第一物质的相变而产生的气体。另外，第一物质也可为一固体而投射于皮肤上的第一物质的部分为通过第一物质的相变而产生的液体。在另
30 外一个替代方案中，第一物质为一固体而投射于皮肤上的第一物质的部分为通过第一物质的相变而产生的气体。

第一物质可为一液体，而这种液体可为洗液。另外，第一物质可

为一气体，而这种气体可为已冷却过的空气。第二物质可包括多种组分。冷却表面可为一向源提供电力的导热电极的一个表面。冷却表面可为一与源保持热联接的导热散热片的一个表面。任选地，源可为二极管激光棒、发光二极管和灯之一。

5 本发明的第三方面为一种用于病人皮肤的一个区域上的装置，包括一紧靠病人皮肤使用的处理头部、至少一置于处理头部内并且适于将电磁射线投射于皮肤区域上的电磁射线源、一与该至少一个电磁射线源保持热联接并且包括至少一通过其中的通道的冷却表面、以及一用于将物质投射至冷却表面上以及该至少一通道中的机构。

10 这种物质可为一液体或一气体。

本发明的第四方面为一种用于病人皮肤的一个区域上的装置，包括至少一适于将射线投射于皮肤区域上的电磁射线源、一与该至少一个源保持热联接的冷却表面以及一与冷却表面保持热联接的固体块，固体块随着从冷却表面上吸热而发生相变。

15 在一些实施例中，固体块为冰或者可为干冰。这种装置可还包括一带动固体块与冷却表面形成接触的机构。这种装置可还包括一处理头部，其中源置于该处理头部中。源可为二极管激光棒、发光二极管和灯之一。

20 冷却表面可为一向源提供电力的导热电极的一个表面或者一与源保持热联接的导热散热片。

本发明的第五方面为一种用于病人皮肤的一个区域上的装置，包括至少一适于将电磁射线投射于皮肤区域上的电磁射线源、一与该至少一个源保持热联接的冷却表面、一与冷却表面保持热联接的固体块、以及一适于接收液体的一部分并且将这部分液体投射于病人皮肤
25 上的排放孔，其中固体块的至少一部分随着从冷却表面上吸热而变为液体。

这种装置可还包括一用于将液体与一化学物质组合在一起并将液体和化学品的组合引导至病人皮肤上的机构。

30 本发明的第六方面为一种用于病人皮肤的一个区域上的装置，包括至少一适于将电磁射线投射于皮肤区域上的电磁射线源、一与该至少一个源保持热联接的冷却表面以及一与冷却表面保持热联接并且包含至少一第一化学化合物和一第二化学化合物的反应室，第一和第二

化学化合物经过选择以便在反应室内提供吸热反应。

冷却表面可为一向源提供电力的导热电极的一个表面，或者冷却表面可为一与源保持热联接的导热散热片的一个表面。

5 本发明的第七方面为一种用于病人皮肤的一个区域上的装置，包括一紧靠病人皮肤使用的处理头部、至少一置于处理头部内并且适于将电磁射线投射于皮肤区域上的电磁射线源、以及一与该至少一个电磁射线源保持热联接的冷却表面，冷却表面具有一通过其中的通道，用于容许一低沸点液体流动至冷却表面的一个表面上。

10 这种装置可还包括一联接至该通道的阀，用于控制低沸点液体的蒸发。这种装置可另外还包括一用于产生显示皮肤区域的温度的信号的热传感器和一用于接收来自热传感器的信号并响应于信号控制着阀的控制器。这种装置可具有一联接至通道以便控制低沸点液体的沸腾情况的压力源。这种源为激光二极管棒、发光二极管和灯之一。

15 本发明的第八方面为一种用于病人皮肤的一个区域上的装置，包括一紧靠病人皮肤使用的处理头部、至少一置于处理头部内并且适于将射线投射于皮肤区域上的电磁射线源、一与该至少一个源保持热联接的热传播器、以及一与热传播器保持热联接的冷却表面。这种源可为二极管激光棒、发光二极管和灯之一。冷却表面可为一向源提供电力的导热电极的一个表面，或者可为一与源保持热联接的导热散热片的一个表面。

20 本发明的第九方面为一种用于冷却热产生装置的冷却系统，包括一与热产生装置保持热联接的冷却表面和一适于投射高压液体的喷嘴，液体形成了在冷却表面上流动的液体。这种高压液体可进行投射以便使得液体能够在位于喷嘴与冷却表面之间的整个距离上形成一液体流。冷却表面可带有纹理。任选地，冷却系统可还包括一用于将液体重新引回至冷却表面上的冷却室。冷却室可包括侧壁和一盖。尽管
25 许多实施例参照在非医学环境中执行光美容处理来进行描述，但是应当理解本发明的方面的益处既适用于非医学装置，又适用于医学装置，并且本发明还毫无限制地适用于任何一个。

30 附图说明

现在将参照附图通过实例对本发明的示例性、非限制性实施例进行描述，其中在各个图中相同的参考数字用于标示共同的元件，并且

其中：

图 1 为根据本发明的一些方面的一种光美容装置的一些基本元件的示意图；

图 2A 为根据本发明的一些方面的一种射线系统的一个实例的侧视图，用于在病人皮肤的一个区域上执行光美容程序；

图 2B 为沿着图 2A 的线 2B-2B' 剖开的病人皮肤的受到照射的区域的示意性俯视图；

图 3 为一种射线系统的一个实例的侧视图，其能够在病人皮肤的一个区域上形成两个射线区域；

图 4 为一种适用于形成多个处理岛的系统的一个实例的俯视图；

图 5 为根据本发明的方面的头部的一个实施例的示意性剖面侧视图；

图 6A 为一种使用蒸发冷却法的冷却系统的一个实施例的一个实例的剖面侧视图；

图 6B 为一种利用冷却液体的冷却系统的另一个实施例的剖面侧视图；

图 6C 为一种使用冷却液体并具有一冷却室的冷却系统的另一个实施例的示意图；

图 6D 为使用冷却液体的头部的一个实施例的剖面侧视图，其中排放孔与冷却液体进入室内所经过的口分开；

图 7 为一种具有通道的冷却系统的一个实施例的剖面侧视图；

图 8 为利用液体的蒸发冷却的头部的另一个实施例的剖面侧视图；

图 9 为根据本发明的方面使用固体相变材料的一种冷却系统的一个实施例的剖面侧视图；

图 10 为一种使用吸热化学反应来进行冷却的冷却系统的一个实施例的剖面侧视图；

图 11 为一种具有一用于冷却病人皮肤的排放孔的装置的一个实施例的剖面侧视图；

图 12A 为根据本发明的一些方面适用于光美容装置的一种单元件光学系统的一个实施例的一个实例的侧视图；

图 12B 为如图 12A 中所示的光学系统的一个实施例的一个实例的

射线轨迹;

图 13A 为根据本发明的一些方面适用于光美容装置的一种两元件柱面光学系统的一个实施例的一个实例的侧视图;

5 图 13B 为如图 13A 中所示的光学系统的一个实施例的一个实例的射线轨迹;

图 14A 为根据本发明的一些方面适用于光美容装置的一种两元件柱面光学系统的一个实施例的另一个实例的侧视图;

图 14B 为如图 14A 中所示的光学系统的一个实施例的一个实例的射线轨迹;

10 图 15A 为根据本发明的一些方面适用于光美容装置的一种两元件柱面光学系统的一个实施例的另一个实例的侧视图;

图 15B 为如图 15A 中所示的光学系统的一个实施例的一个实例的射线轨迹;

15 图 16A 为用于执行光美容程序的头部的一个示例性实施例的示意图;

图 16B 为用于执行光美容程序的头部的一个示例性实施例的示意图, 其还提供有在光美容程序进行过程中执行肌肉刺激的能力;

20 图 17A 为根据本发明的一些方面的设备的一个实施例的一个实例的示意图, 其在光学上确定着光学元件与病人皮肤表面之间的接触情况;

图 17B 为根据本发明的一些方面的设备的一个实施例的一个实例的示意图, 其在光学上确定着光学元件与病人皮肤表面之间的接触情况;

25 图 17C 为根据本发明的一些方面的设备的一个实施例的一个实例的示意图, 其在电学上确定着光学元件与病人皮肤表面之间的接触情况;

图 18A 为一种具有一运动传感器的机头的一个实施例的剖面侧视图;

30 图 18B 为一种运动传感器系统的一个实施例的一个实例的示意图;

图 19 为一种具有一光学运动传感器的设备的另一个实例的示意图;

图 20 为一种机头的一个实施例的一个实例的示意图，示出了根据本发明的一种独立式光美容装置的一些方面；

图 21 为一种用于停放独立式光美容装置的机头停放台的一个实施例的一个实例的示意图；

5 图 22 为一种具有一可分离式头部的机头的一个实施例的一个实例的示意图；

图 23 为一示意图，示出了一种适于用户更换的具有一个或多个组件的模块式机头；

10 图 24 为一示意图，示出了一种适于用户更换的具有一个或多个组件的模块式光学部件；

图 25 为一种光美容装置的一个实例的示意图，示出了本发明的一些方面；

图 26A 为一种光美容头部的一个实例的示意图，示出了针对处理皮肤的弯曲区域的本发明的方面；

15 图 26B 为用于处理弯曲表面的一种头部的双传送系统的一个实施例的示意图；

图 27 为一示意图，示出了根据本发明的机头 2700 的一些方面的一个实施例；以及

20 图 28 为根据本发明的至少一些方面的光美容装置的一个实施例的示意图。

具体实施方式

图 1 为根据本发明的一些方面的一种光美容装置的一些基本元件的示意图。区域 110 为待要执行选定的光美容处理的病人皮肤的一个区域。皮肤区域 110 具有一介于表皮层 120 与真皮层 130 之间的基底层 140。通常，光美容处理涉及处理位于表皮层 120 或真皮层 130 内的目标区域。例如，在除毛的情况中，可能需要加热毛囊 160 的球 150。另外，可能只加热球 150 的一部分，例如介于乳突与囊之间的基膜 152。

在本发明的一些实施例中，装置 100 的主子系统包括一机头 170、一基本单元 120 以及用于将机头 170 联接于基本单元 120 上的软线 126。基本单元 120 可包括一用于向控制电子电路 122 和电磁射线 (EMR) 源 125 供电的电源 124。电源 124 可以通过软线 126 联接于机头 170 上。软线 126 优选为轻型和柔性。另外，如下文中参照图 21

所述, 软线 126 可以省去而基本单元 120 可用作一位于机头 170 中的可充电式电源 (例如电池或电容器) 的充电站。在一些实施例中, 通过在机头 170 中包括一可充电式电源和一交流适配器就能够完全除去基本单元 120。

- 5 机头 170 包括一适于与病人皮肤保持接触的处理头部 180 (也简称作头部)、以及一可由操作者抓住以便在病人皮肤上沿任意方向移动头部 180 的手柄 190。例如, 头部 180 可以沿向前方向 105 在皮肤上推动, 或者沿向后方向 106 在皮肤上拉动。通常, 在给定的行程期间, 在头部 180 运动时在头部 180 和病人皮肤 110 之间仍会保持接触。
- 10 机头 170 可以通过机械驱动或者用手扫过皮肤表面的区域 110。优选在头部 180 与皮肤 110 之间保持牢固的接触以便保证良好的热和光学接触。如下文中更详细所述, 在本发明的一些实施例中, 头部 180 和/或皮肤区域 110 通过被动或主动冷却设备进行冷却以防止损坏头部并且减少损害皮肤情况 (例如伤害) 的发生。

- 15 在一个示例性实施例中, 源 125 位于机头 170 中, 例如头部 180 中。另外, 源 125 位于基本单元 120 中并且通过光学纤维 128 连接至头部 180。光学纤维 128 可以延伸通过手柄 190, 或者另外可以连接至头部 180 以便向病人皮肤输送光。

- 在一些实施例中, 控制器 122 通过线 132 接收来自头部 180 的信息, 例如关于头部 180 与皮肤 110 的接触情况、头部 180 在病人皮肤上的运动速率、和/或皮肤温度的信息。控制器 122 可以通过线 132 向头部 180 传送控制信号。线 132 可为还穿过手柄 190 连接至头部 180 上的缆的部分, 或者可以另外连接至头部。控制器 122 还可以产生输出以便控制源 125 的操作并且还可以接收来自源的信息。控制器 122
- 20 还可以控制选定的输出装置 119, 例如音频输出装置 (例如蜂鸣器)、光学输出装置、感觉输出装置 (例如振动器)、或者其它对操作者的反馈控制。根据操作者的偏好, 还可以使用其它常用的输出装置。在一些实施例中, 输出装置 119 位于机头 170 中。

- 图 2A 为根据本发明的一些方面的一种照明系统 200 的一个实例的侧视图, 用于在病人皮肤的一个区域 110 上执行光美容程序。图 2B 为沿着图 2A 的线 2B-2B' 剖开的病人皮肤的受到照射的区域 110 的示意性俯视图。在本发明的示例性实施例中, 包括一 EMR 源 204 的系
- 30

统 200 位于光美容装置的头部（例如图 1 中的头部 180）中以便使得 EMR 源位于接近皮肤表面 110 的位置。

根据待执行的处理，源 204 可以适于发射单个波长、多个波长或者一个波段。源 204 可为相干光源，例如红宝石、紫翠玉或其它固态激光器、气体激光器、二极管激光棒或其它适用的激光源。另外，源 204 可为非相干光源，例如发光二极管、弧光灯、闪光灯、荧光灯、卤素灯、卤化物灯或其它适用的灯。

由多个光学元件组成的光学系统 206 包括一用于传送 EMR 源 204 发出的射线并且与病人皮肤 110 相接触的表面 207。光学系统 206 的其它细节在下文中参照图 12-16 给出。短语“光学系统”在此用来指的是用于传送适用于执行光美容程序的任一类型光学射线的系统。

在一些实施例中，源 204 具有一沿 x 方向的延伸尺寸（例如，光源基本为线性）。本领域的普通技术人员应当理解可将多个点源组合形成一基本为线性的源。此外，较小的线性源可以组合形成单个更长连续线性源，或者具有一个或更多断点的更长线性源。例如，源 204 可为一具有 1 厘米长发射谱线和几微米谱线宽的二极管激光棒；任选地，源 204 可包括两个或三个置于一沿 x 方向的直线上的棒以形成一 2 厘米或 3 厘米长的发射谱线。

另外，线性光源可沿 y 方向彼此邻近放置以便形成一具有增大的谱线宽度的源。系统 200 可包括一个或多个另加的源 205，它们的配置与一个或更多源 204 相同或者不同。在具有两个源的实施例中，源 204 和源 205 可发射相同或不同的波长范围。

在具有多个 EMR 源 204、205 的实施例中，可能只需要启动选定的光源以便进行给定的处理。例如，在具有发射不同波长的源的实施例中，对于某些应用，例如除毛操作，可能优选只启动选定的一个或更多源，而对于某些其它应用，例如粉刺处理或皮肤恢复活力处理，优选启动选定的一个或更多其它源。尽管所讨论的源发射的是一个波长的射线，但是本发明所述领域的普通技术人员应当理解任意射线源可产生一有限范围波长的光，相应地特定的波长可为更宽范围的一部分。

射线源 204 可为一脉冲或连续波（CW）源。对于需要覆盖大面积皮肤的应用例如除毛应用，可优选 CW 二极管激光棒。在授予

Altshuler 等人的标题为“用于皮肤病学处理的方法及设备”的美国专利 U. S. Patent No. 6,273,884 B1 中, 描述了一种利用连续波 (CW) 光源来处理各种皮肤病学病症的方法, 其内容在此引入作为参考。该专利的一些方面讲述了将一 CW 光源与一接触光学输送系统结合使用, 该接触光学输送系统可用手扫描或者机械驱动掠过皮肤表面以便在目标生物结构中形成精确的温度升高 (即使用连续接触扫描 (CCS))。

大多数商用的二极管激光棒呈现的寿命大于 5000 小时, 但是根据本发明的应用可能只需要 10-100 小时的寿命。相应地, 在本发明的一些实施例中, 源 204 可以施加过载电流以便增大射线输出, 从而使得二极管激光器在较高的温度下工作, 因而造成牺牲寿命。

适用于本发明的二极管激光棒包括发射 790-980 纳米的波长或其它适当波长的二极管激光棒。适用于本发明的方面的二极管激光棒的源的实例包括 Coherent Inc. of Santa Clara, CA 或者 Spectra Physics of Mountain View, CA。源 204、205 的以上实例仅为示例, 并且应当理解本发明的方面包括使用目前已有或者尚待开发的任一适当的 EMR 源的装置和设备。

对于本发明的一些实施例, 例如需要低功率或者用于处理小面积的病人皮肤的那些实施例, 可以使用发光二极管作为光源 204、205。有宽发射波长范围的发光二极管可供使用。与以上所讨论的二极管激光器源相似, 可以在单个光学系统中使用发射不同波长的多个发光二极管。发光二极管的典型寿命范围为 50000 小时; 与激光器二极管相似, 可以通过使发光二极管过载并牺牲寿命而产生较高的光学功率。对于需要高功率密度的应用, 可以使用反射集中器 (例如抛物面反射器) 来减小在皮肤表面上的光点直径。

宽带源 (例如低功率卤素灯、弧光灯和卤化物灯) 为另一类型能够用作源 204、205 的光源。可以使用一根或更多光学纤维来为给定的应用提供感兴趣的波段。多个灯可以组合使用以便产生高功率, 并且与发光二极管的情况相似, 可以使用集中器来减小在皮肤表面上的光点直径。在一些实施例中, 几种不同类型的光源可以并入一光美容装置 (例如图 1 的装置 100) 中。

在系统 200 的一些实施例中, 一光束分离器 230 将来自源 204 的

射线分离形成 EMR 的第一部分和 EMR 的第二部分。第一部分和第二部分可以各自通过过滤器 240 和 242 进行过滤。在过滤之后，这两个部分可以具有相同或者不同的波长范围。第一和第二部分的功能可以相同或者不同。例如，EMR 的第二部分的功能可为对病人皮肤进行预热，以便为利用 EMR 的第一部分进行处理作准备。另外，EMR 的第一部分和 EMR 的第二部分可以都提供处理。

参看图 2B，在一些实施例中，光学系统 206（在图 2A 中可以看到）适于在病人皮肤 110 上形成一沿着第一轴线 211 的射线第一区域 210。射线第一区域 210 由来自源 204（在图 2A 中可以看到）的电磁射线的至少第一部分形成。在一些实施例中，可在病人皮肤 110 上形成一沿着第二轴线 221 的射线第二区域 220。射线第二区域 220 可由来自射线源 204 的电磁射线的第二部分形成；另外，射线第二区域 220 可以由来自第二射线源 205（在图 2A 中可以看到）的光形成。

在本发明的一些方面中，第一轴线 211 和第二轴线 221 平行；然而在其它实施例中，轴线 211、221 并不平行。系统 206 可适于使第一区域 210 与第二区域 220 形成一选定距离，或者可适于使射线的第一部分覆盖着射线的第二部分的至少一部分。任选地，系统 206 适于基本上以线的形式形成（聚焦或校准成）第一部分和第二部分。光学系统 200 可以适于在皮肤表面上产生一条或更多条光线，其各具有 1-300 毫米的长度和 0.1-10 毫米的宽度。光束的散光可处于 0.01-0.5 的范围内。词“散光”在此的定义指的是光束宽度与光束长度的比率。同样，任选地，系统 206 可适于在病人皮肤 110 上形成一个或更多沿着其它轴线（未示出）的射线的其它区域，射线的其它区域由来自射线源 204 或 205 的电磁射线的相应其它部分，或者来自一个或更多其它射线源的射线形成。

图 3 为一种用于执行光美容程序的照明系统 300 的另一个实例的侧视图，其能够在病人皮肤 110 的一个区域上形成两个射线区域 311、316。在系统 300 中，两个光学系统 310、315，而不是单个光学系统 206（图 2），各产生一相应的射线区域 311、316（例如射线区域 210、220）。用于产生线的射线可来自两个源 304、305 或者以上参照图 2 所述的单个分开的源。

图 4 为一种适用于形成多个处理岛的照明系统 400 的一个实例的

俯视图。系统 400 包括多个源 410 (例如一发射照明线或圆斑点的常规型激光器二极管), 其各具有一相应的光学系统 415 以便将光引至皮肤区域。所示的系统可用于在皮肤区域内形成一具有多个处理岛的焦斑的正方形(或任意形状)矩阵。此处所用的词“岛”的定义指的是与进行指定处理的其它区域分离开的进行指定处理的一个区域, 因此使得位于两个或更多区域之间的区域所接收的射线量低于为实现指定处理所需的量。对于照明岛, 在由 Anderson 于 2001 年 12 月 27 日提交的标题为“用于 EMR 处理的方法及设备”的美国临时专利申请 U. S. Provisional Patent Application 10/033,302 中进行了更详细的讨论, 其内容在此引入作为参考。

对于利用高功率源的根据本发明的光美容装置的实施例, 为了防止对消费者造成伤害或其它损害, 来自源的废热的管理非常重要。例如, 在机头中包括二极管激光棒的光美容装置的情况中, 可能有高达 60% 的电能以非光学废热的形式耗散。除了要除热以防伤害之外, 除热对于防止源过热和源寿命缩短也很重要。

图 5 为根据本发明的方面的头部 500 的一个实施例的示意性剖面侧视图。头部 500 包括一照明系统, 其包括一 EMR 源(例如二极管激光棒 510)和一光学系统 520。头部 500 可位于一壳体中以便保护光学组件并且保护光美容装置的操作者; 壳体在此省去以免造成混乱。在图 5 中, 二极管激光棒 510 担当电磁射线源(例如图 2 中的源 204)并且可以用来形成一个或更多射线区域(例如图 2 中的 210、220)。二极管激光棒 510 位于正电极 515 与负电极 516 之间。电极 515、516 为二极管激光棒 510 提供电功率, 并且可由具有良好导电性的任意适用材料制成。在一些实施例中, 电极 515、516 与二极管激光棒 510 保持热接触, 并且具有良好的导热性以便将废热从二极管激光棒 510 处送离。例如, 电极 515 和 516 可由铝或铜制成。

任选地, 来自二极管激光棒 510 的废热可通过电极 515 和 516 传送至散热片 530。散热片 530 可由具有良好导热性的任意材料制成以便将废热从二极管棒 510 处送离。例如, 散热片可由铝或铜制成。散热片 530 可通过任意适当的已知冷却方法包括空气流来进行冷却。任选地, 冷却作用可通过向散热片 530 添加翼片(未示出)而得以增强。另外, 散热片 530 也可以通过一种或更多以下参照图 6-11 所讨论的除

热方法来冷却。同样任选地，一热传播器 522 可位于电极 515、516 与散热片 530 之间。热传播器 522 与电极 515、516 和散热片 530 保持热联接。热传播器 522 可由任意具有良好导热性的适用材料制成；优选地，热传播器 522 为电绝缘。金刚石和碳纤维为适用作热传播器的材料的两个实例。

在一些实施例中，电极 515、516 适于为散热片以便将废热从二极管激光棒 510 处传离。相应地，散热片 530 和热传播器 522 可以省去。在这些实施例中，电极 515 和 516 可以由任意具有良好导热和导电性的材料制成。任选地，可以使用一个或更多热传感器 524（例如热电偶、电热调节器）来监控指示病人皮肤的温度（例如在光学系统 520 与电极 516 的界面处的温度）以用于下文所述的冷却系统中。

二极管激光棒 510 可以利用能够在棒 510 与电极 515、516 之间保持良好电接触的任意方法而固定于电极 515 和 516 上。在需要传送废热的实施例中，可以使用能够实现良好热和电接触的任意适用方法。在一个实施例中，二极管激光棒 510 夹紧于两个电极 515 和 516 之间。可以利用弹簧或其它适用的装置来将二极管激光棒 510 牢固夹紧于电极 515、516 之间。在另一个实施例中，二极管激光棒 510 也可利用导热/电环氧树脂而胶合就位。在另一个实施例中，二极管激光棒 510 利用低温焊料（铟或金/锡焊料，等等）而焊接就位。可以利用置于二极管激光棒 510 与电极 515 和 516 之间的铟的预型，并利用模结合器来加热、压缩、然后冷却焊料和二极管棒而实现自动焊接。任选地，一由具有高导热性以及低导电性的材料如 BeO 制成的垫片 525 可以包括在内以便在电极 515 和 516 之间提供电绝缘。

根据本发明的一些方面，光学系统 520 将来自二极管激光棒 510 的光联至病人皮肤。光学系统 520 可以通过气隙 511 与二极管激光棒 510 分离。在下文中参照图 12-15 对示例光学系统 520 进行了更详细的描述。在根据本发明的一些方面的实施例中，光学系统 520 适于与病人皮肤的一个区域相接触，并且对光学表面 521 进行冷却以提供对病人皮肤的冷却作用。

在一些实施例中，二极管激光棒 510 和光学系统 520 的冷却利用单个冷却系统来实现。例如，电极 515、516 可沿尺寸 A 与光学系统 520 保持热联接；相应地，二极管激光棒 510 和光学系统 520 都可以

通过直接冷却电极 515、516 或者通过冷却与电极 515、516 保持热联接的散热片 530 而进行冷却。尺寸 A 通常大约介于 1 至 10 毫米之间。关于光源和光学系统的同时冷却的其它细节在 1999 年 12 月 28 日提交的序号为 09/473,910 的美国专利申请中给出，其内容在此引入作为参考。

皮肤的接触冷却可用来在向皮肤输送例如具有能够有效吸收黑色素的波长的高流量射线的过程中保护病人的表皮。在头部 500 的一些实施例中，光学系统 520 包括一蓝宝石元件，由于其具有良好的光传输能力和导热性而适于与病人皮肤相接触。如上所述，光学系统 520 可在处理过程中进行冷却以便从蓝宝石元件除去热量。任选地，在利用光美容装置进行处理之前，可将一种在工作波长下透明的洗液涂敷于皮肤上。优选地，该位置能够导热以便增强通过光学表面 521 从皮肤上除热的能力。优选地，这种洗液还便于光学系统 520 在皮肤表面上的滑动，并且具有适合于接触表面 520 与皮肤 110 之间相匹配的折射率以便有效地提供光学联接至皮肤中的射线。

通过选择一种具有响应于 EMR 源（例如激光二极管 510）的辐射而改变的光学属性（例如颜色或反射系数）的洗液，洗液还可用于显示哪块皮肤区域已进行过处理。例如，如果洗液开始时呈现一种给定的颜色，在经过照射后其将变透明（或呈一种不同的颜色）。区分已处理区域和未处理区域的能力对于需要在较大表面积上执行的处理例如除毛而言尤其重要。

图 5 还示出了一种用于通过散热片 530 冷却二极管棒 510 和光学系统 520 的系统的实施例。在图 5 中，吸热液体流过与散热片 530 保持热联接的导热管道 540。例如，在一个实施例中，水用作这种液体。任选地，水可以通过连接一个冷水源，例如自来水而提供；参看图 1，水可以通过具有适当的管路的手柄 190 提供。另外，一具有热交换器（未示出）的闭路冷却回路用于除去液体的热；热交换器可以位于手柄 190 或基本单元 120 中。

再次参看图 5，管道 540 覆盖着一个或更多表面，例如散热片 530 的表面 542 的至少一部分。单个平管道可以覆盖着散热片 530 的一个或更多表面的全部。另外，可以使用多个管道，而每个管道覆盖着散热片 530 的一个表面的一部分。另外，一个或更多管道 540 可以覆盖

着电极 515、516 的至少一部分。由于冷却作用可以应用于散热片 530 或者直接应用于电极 515、516 上,因而散热片的表面(例如表面 542)、电极的表面或者其它有待除热的适当表面在后文中都将称作“冷却表面”。尽管所示的冷却表面为一外表面,但是应当理解,冷却表面可
5 为内表面,例如通过散热片或电极暴露于管道的表面。

图 6A 为一种使用蒸发冷却法的冷却系统的一个实施例 600 的一个实例的剖面侧视图。在图 6 中,相变液体从一个或更多喷口 610 和 620 喷至冷却表面 623 上。这种液体可为任意适用的蒸发液体,因而液体响应于从冷却表面上吸热而蒸发。在一些实施例中,这种液体为
10 一低温沸点液体,其被引至散热片上以便使得液体响应于从冷却表面 623 上吸热而沸腾。在一些实施例中,这种液体为四氟代乙烷(沸点-26℃)、二氧化碳(沸点-78℃),但也可使用任意其它适用的液体(例如氟利昂或液氮)。在一些实施例中,液体通过喷口 610 和 620 而喷成雾状。

任选地,液体可以容放于一位于基本单元或手柄中的容器 625 中。优选地,容器 625 便于用户够到以便可由用户更换。管道 626 用于将液体送至喷口 610 和 620。冷却液流量通过阀 627 进行调节,其利用关于系统(例如图 5 的系统 500)中存在的热量的信息手动或电动控制。例如,可利用一传感器(例如图 5 中的传感器 524)来控制阀 627
20 中的反馈控制螺线管。任选地,每个喷口 610 和 620 可为一种组合阀喷口,从而无需单独的阀 627。

任选地,进行蒸发的冷却表面 623 可以具有纹理以便增大可以蒸发液体的表面积。尽管所示的蒸发表面为三角形纹理 615,但是可以采用任意适用于增大表面积的形状。所示的三角形纹理 615 可为一
25 线性凹槽型式、一同心圆形凹槽型式的截面或任意其它适当的凹槽型式的一部分。其它纹理包括多个凸起(例如,从冷却表面凸出的半球、圆柱或锥)。任选地,可使用一环 630 来环绕着喷口 610、620 和散热片 530 以便容放喷雾。

还可使用一相变液体来冷却用于对光美容装置供电和/或进行控制的电子电路 644。特别地,用来控制光美容装置的功率的功率场效应晶体管(FETs)产生大量的热。按照常规,利用较大的散热片和一风
30 扇来冷却功率场效应管以便除热。这种系统容易会又大又重。根据本

发明的冷却系统提供了另一种替代冷却方法。

任选地，提供用于除去由 EMR 源所产生的热的液体的相变液体管道 626 的一部分可以适于将一部分相变液体引至喷口 640。喷口 640 将一部分相变液体引至冷却表面（例如散热片的表面 642）上。可使用一热传感器 646（例如电热调节器）来控制喷至冷却表面上的液体量，例如通过控制阀 650 来控制。

图 6B 为一种利用流过的冷却液体 605 的用于头部中的冷却系统的另一个实施例 650 的示意图。在图 6B 中，高压液体保持于一容器 655 中（例如 1 至 5 个大气压的四氟代乙烷）并且通过喷嘴 660 喷至冷却表面 665 上。从喷嘴 660 喷出的液体 607 可为液体小滴或流的形式。在一些实施例中，液体以流的形式喷出以克服小滴的空气动力学属性（即高阻力），从而改进冷却系统 650 的除热属性。如上所述，冷却表面 665 可为任意热的良导体的材料（例如铜或银）。优选地，所选定的冷却表面 665 具有足够大的尺寸以便使得液体 655 从表面 665 上蒸发而非从所述表面上滴完。

从喷嘴 660 喷出的液体 607 被喷至冷却表面 665 上以便在冷却表面 665 上形成流动液体 605。可以选定喷嘴 660 和冷却表面 665 以便使得从喷嘴 660 喷出的液体 607 为一沿介于喷嘴 660 与冷却表面之间的整个距离上的液体流，并且在撞击表面 665 时在冷却表面 665 上形成流动液体。另外，可以选定喷嘴 660 和冷却表面 665 以便使得从喷嘴 660 喷出的液体 607 可在聚集于冷却表面 665 上形成流动液体之前在喷嘴 660 与冷却表面 665 之间形成喷射的小滴。由于从喷嘴 660 喷出的液体处于高压之下，因而在冷却表面 665 上的流动液体以较高的速度 V 流过冷却表面 665。

利用在冷却表面 665 上形成流动的液体 605，与在冷却表面 665 上形成小滴（即非流动的液体）的常规型冷却系统相比，就能增大从表面 665 上除热的能力。例如，除热能力改进的原因在于小滴（形成于常规型系统中）不能形成足够大的数量和密度以实现和保持选定的除热量。

图 6C 为一种使用冷却液体 655 并具有一冷却室 684 的用于头部中的冷却系统的另一个实施例 670 的示意图。头部 670 具有侧壁 675 和顶盖 680，顶盖 680 具有一用于使来自喷嘴 660 的液体 655 进入的

口 682。侧壁 675 和顶盖 680 形成室 684。口 682 也可用作蒸发的冷却液体的排放孔。如箭头 686 所示，侧壁 675 和顶盖 680 将来自顶盖 680 的液体 655 重引回至冷却表面 665 上。所选定的侧壁 675 优选地与冷却表面 665 保持热联接以便使得与侧壁 675 相接触的液体可以除去冷却表面 665 上的热。任选地，侧壁 675 可以与冷却表面 665 形成一体以便使得与侧壁 675 相接触的液体能够除热。在一些实施例中，可能优选顶盖 680 具有较差的导热性和较差的对冷却液体的润湿特性以便提高冷却液体到达冷却表面 665 的可能性。例如，在一些实施例中，顶盖 680 由聚合物或有机玻璃制成。尽管所示的室 684 的侧壁和顶盖之间形成一个角度，但是所形成的室也可以具有连续的曲率。

由于口 682 担当蒸发液体的排放孔的作用，因而口 682 的面积 S 决定着室 684 内所保持的压力。在一些实施例中，所选定的口 682 具有足够大的面积 S 以便防止回压降低液体喷至冷却表面 665 上的速度；然而，所选定的口 682 可以足够小以便使得顶盖 680 能够将大部分的液体重引回至冷却表面 665 上，并且保持着室 684 内的压力以便防止液体蒸发过快。例如，口面积 S 可约为喷嘴 660 的面积的一百倍至两百倍。在一些实施例中，对于低于或等于大气压的压力，所选定的冷却液体为一种沸腾温度（即蒸发温度）低于 -26 摄氏度的液体。

图 6D 为使用冷却液体的激光头的一个实施例 690 的剖面侧视图，其中排放孔 692 与冷却液体进入室 696 内所经过的口 694 分开。室 696 由冷却表面 688、侧壁 693 和顶盖 695 所界定。冷却表面 688 通过联接板与源 525 和光学系统 520 保持热联接（在下文中进行更详细描述）。来自喷嘴 698 的冷却液体喷至带纹理的冷却表面 688 上。未与冷却表面 688 相接触的一部分冷却液体由侧壁 693 和顶盖 695 直接重引，如箭头 686 所示。

任选地，所选定的顶盖 695 具有一谐振频率以便增强将液体重引至冷却表面 688 的能力。同样，任选地，一用于降低液体动能的装置（例如螺旋桨，未示出）可置于喷嘴 698 与冷却表面 688 之间以便冷却液体。

图 7 为一种用于接触皮肤表面 110 的头部的一个实施例 700 的剖面侧视图。头部 700 具有位于电极 515、516 中的通道 730 和 731。蒸发冷却可沿电极 515、516 的底面以及沿通道 730、731 的表面进行，

从而增加头部 700 的冷却表面积。优选地，通道 730 和 731 的位置靠近二极管激光棒 510。在一个实施例中，通道 730、731 沿着二极管激光棒 510 的长度（即沿着 x 方向）定位。在一些实施例中，通道 730、731 的位置靠近喷口 610 以便接收喷射液体。通道 730 和 731 可具有
5 矩形横截面或任意适用于改进冷却作用的其它形状。例如，开口 740、742 可以张开接收来自喷口 610 的喷射液体。作为沿二极管棒 510 的长度延伸的单根通道的一种替代方案，一组通道可以沿着二极管激光棒的长度置于二极管激光棒 510 的一侧或两侧。

图 8 为冷却系统的另一个实施例 800 的剖面侧视图。在图 8 中，
10 利用液体来从冷却表面 823 上除热但是液体并非以喷射形式使用。在所示的示例性实施例中，液体从容器 825 流出至多个位于冷却表面 823 内的通道 832 中。这些通道 832 中每一个的长度沿源 510 的长度方向延伸。液体与冷却表面 823 形成热接触或物理接触。

任选地，液体可为一种响应于从冷却表面 823 上吸热而蒸发的低
15 沸点液体。可利用阀 833 来控制液体蒸发情况；当需要特别有效的冷却时，阀 833 打开并且对液体施加低于平衡的压力以利于蒸发。压降引起液体沸腾，而这就会从冷却表面 823 上除热。尽管所示的通道 832 沿平行于光源 510 的长度的方向延伸，并且所示的通道具有矩形横截面，但是也可以采用沿一个或更多不同方向对齐的其它形状的通道
20 832，其都在本发明的本方面的范围之内。可通过一热传感器（例如图 5 中的传感器 524）而得到一反馈信号来控制位于控制阀 833 中的螺线管。

图 9 为一种用于接触皮肤表面 110 的头部的另一个示例性实施例 900 的剖面侧视图。头部 900 具有一冷却系统，该冷却系统具有一与
25 固体块（也称作相变固体）形成物理接触的冷却表面 923。固体块 834 的至少一部分响应于从冷却表面 923 上吸热而发生相变。相变可为从固体变为液体，或者从固体变为气体。在一些实施例中，固体的熔化温度介于大约 -10C 至 +30C 之间；然而，在一些应用中，可以利用在这个范围之外，特别是在这个范围之下发生相变的材料。

30 在一些实施例中，固体块方便地位于装置机头（例如图 1 中的机头 170）内以便可由用户更换。在一些实施例中，固体块容放于一绝缘套筒中以避免接触用户的手，并且/或者将暴露于室温下的熔化过程

减至最小。在所示的实施例中，温度控制可通过使用用于使固体块与冷却表面 923 形成和脱离接触的一手动或电动控制的螺线管或一弹簧 835 来实现。

5 在相变冷却系统的一个实施例中，相变固体为冰。在这个实施例中，用户可以在其冷冻器中存放一块或更多块冻结冰块。当用户想要操作光美容装置时，可以将一块冻结冰块插于装置中。在另一个实施例中，也可以使用熔点比水低得多的干冰来实现更大的冷却能力。应当理解，冰块可以包含水或者带有一种或更多添加剂的水以便对用户皮肤进行处理。

10 在一些实施例中，可以使用市场上可买到的有机化合物（例如石蜡基的材料、脂肪酸、交联型聚乙烯）作为相变固体。适用的石蜡材料的实例包括由 Rubitherm GmbH 所生产的 RT25。RT25 的熔点为 27.7℃。在其它实施例中，可利用熔点处于 20-35℃ 范围内的油脂作为相变固体。在另一个实施例中，利用适于具有在 15 - >50℃ 范围内的
15 熔点的镓或镓合金（例如 Ga/In、Ga/In/Sn 或 Ga/In/Sn/Zn）来作为固体块。在 Ga/In 合金中，Ga（40.6 W/m*K）和 In（81.6 W/m*K）的较高导热性将有助于将废热传遍合金体积。可以使用一次性相变冷却器筒来容纳相变固体；例如，相变固体可以使用一次然后丢弃或者可以可再充装（即重凝固一次或更多次）。

20 图 10 为头部的一个实施例 1000，其具有一使用吸热化学反应来进行冷却的冷却系统。适当的反应实例为将硝酸铵（ NH_4NO_3 ）或氯化铵（ NH_4Cl ）放入水中所产生的吸热反应。例如，如果 200 毫升的水与 200 克的硝酸铵混合，可以达到大约为 -5℃ 的温度，从而容许吸热。

25 在图 10 中，吸热反应包含于一反应室 1050 内，而反应室与冷却表面 1023 保持热联接。在一些实施例中，反应室 1050 可通过具有良好导热性的材料与冷却表面 1023 相联接。在一些实施例中，这种机构包括一薄膜 1051，其将第一室的水与另一室的氯化铵隔开。在一些实施例中，膜 1051 可以破裂以便启动化学反应而反应室可为一次性的容器。例如，用户可以对柔性塑料反应室施加力以便使膜破裂从而
30 在开启装置之前产生一容器的冷却液体。另外，膜也可以除去或者根据已知的工具进行操纵以便容许第一室和第二室的内含物相互反应。

图 11 为一种具有一管道 1110 和一排放孔 1120 的装置的一个实施例 1100 的剖面侧视图。在图 11 中，进入排放孔 1120 的液体或气体被引至皮肤区域 1130，以便在处理过程中对皮肤区域 1130 进行预冷却或后冷却。例如，喷至冷却表面 530 上的相同冷却液体的一部分或者由液体蒸发所产生的气体可以进入管道 1110 并且通过孔 1120 喷至皮肤上。液体部分可为浓缩的蒸汽或者仅为过量的液体。如上所述，如果使用自来水来进行冷却（或者如参照图 9 所述的冰相变冷却器），就可以在水用于对冷却表面 530 进行冷却之后使一部分水转向。在一些实施例中，来自相变冷却系统产生的气体的压力可用来将洗液送至病人皮肤上。尽管所示的实施例示出的是在液体用于冷却表面 530 之后使一部分冷却液体转向，但在一些实施例中，可以直接将一部分冷却液体喷至皮肤上而不用于对冷却表面 530 进行冷却。

任选地，在喷至皮肤上之前，可通过管道 1112 将一种或更多种添加剂加入液体中（例如，用于形成一冷却洗液）。添加剂可以存储于机头或基本单元中的筒（未示出）内。在一些实施例中，为了实现“淋浴效果”，从散热片放出的水可以全部排至皮肤上。作为使用蒸发液体的一种替代方案，可以将一替代气体、液体或洗液源（即独立于冷却系统）存储于机头或基本单元中的筒内并且当机头移过皮肤表面上时放出。

为了避免困惑，将参照单个电磁射线源对用于本发明的方面的光学系统的以下示例性实施例进行描述；然而，如上所述，可以使用一个或更多源来形成一个或更多射线区域。在以下所述的示例性光学系统中，每个具有光学功率的表面沿第一轴线（例如 y 轴）具有光学功率而沿垂直于第一轴线的轴线（即 x 轴）则具有零光学功率。就是说，透镜为圆柱形。尽管以下所讨论的实施例具有平面或圆柱形曲率，但是其它折射或衍射光学设计也在本发明的范围之内。

图 12A 为根据本发明的一些方面适用于光美容装置的一种单元件光学系统的一个实施例 1200 的一个实例的侧视图。光学系统 1200 包括一用于从电磁射线源 1220（例如激光二极管棒）向病人皮肤 110 传送光的元件 1210。元件 1210 具有一输入表面 1211 和一适于与病人皮肤表面接触的输出表面 1212。

源 1220 靠近耦联于元件 1210 的输入表面 1211 上（例如隔开 1

毫米); 这种靠近耦联使得沿着激光二极管源的高度发散快轴的光的一大部分被传送至病人皮肤。在一些实施例中, 输入表面 1211 具有一抗反射 (AR) 涂层。

5 如上所述, 元件 1210 由在工作波长下基本透明的材料制成, 并且优选地由能够导热以便从经过处理的皮肤表面上除热的材料 (例如蓝宝石) 制成。在一些实施例中, 元件 1210 的侧向侧 1213 上涂有在工作波长下具有反射能力的材料 (例如铜、银或金)。另外, 位于源 1220 与输入表面 1211 之间的空间 1221 可以用反射材料包围住以便增加入射于表面 1211 上的光的强度。

10 在一个实施例中, 光学元件 1210 为一蓝宝石板 (即, 表面 1211 和 1212 为平面, 并且不具有光学功率)。在光学系统的另一个实施例 1200 中, 光学表面 1212 具有一圆柱形曲率 (如图 12 中所示) 并且进行选择以便会聚入射于表面 1212 上的光。例如, 在一个实施例中, 表面 1212 的曲率半径大约为 3 毫米。这种系统可以用于处理需要高
15 处理能量密度的皮肤结构。例如, 图 13 的透镜系统可以用于对准毛囊的干细胞、皮脂腺、下漏斗管、血管组织、纹身或胶原蛋白。

在一些实施例中, 侧向表面 1213 的长度 L 大约在 5-50 毫米的范围之内, 并且对横截面宽度 (沿 x 方向测量) 和高度 (沿 y 方向测量) 进行选定以便聚集来自源 1220 的光。例如, 对于包括两个靠近
20 联接于元件 1210 上的 1 厘米二极管激光棒的源, 横截面宽度选定为 2 厘米, 而横截面高度为 2 厘米。

如图所示, 光学元件 1210 将来自源 1220 的一部分光直接传送至表面 1212 上而不在侧向表面 1213 上反射 (例如示例性的射线 1230), 并且来自源 1220 的一部分光在到达表面 1212 之前由侧向表面 1213
25 进行反射 (例如, 示例性的射线 1232)。利用全内反射将来自源的一部分光引至表面上的元件, 例如元件 1210, 在此也称作“波导”。

任选地, 可添加一尖端反射器 1222 以便将散射于皮肤之外的光重新引回至皮肤上 (称作光子再循环)。对于近红外的波长, 介于 40 % 至 80 % 之间的入射于皮肤表面上的光被散射于皮肤之外; 作为一名
30 普通技术人员应当理解散射量部分地取决于皮肤着色情况。通过利用尖端反射器 1222 将散射于皮肤之外的光重新引回至皮肤上, 由系统 1200 所提供的有效能量密度可以增加两倍以上。在一个实施例中, 尖

端反射器 1222 从元件 1210 的上侧向表面和下侧向表面上延伸总长为 3 毫米。在一些实施例中，尖端反射器 1222 具有一铜、金或银涂层以便将光反射回至皮肤上。

5 反射涂层可以应用于暴露于来自皮肤的反射/散射光之下的装置的任意非传送表面上。本发明所述领域的普通技术人员应当理解，这些表面的位置和功效取决于光源的所选聚焦几何和位置。光子再循环在 Altshuler 等人于 2000 年 8 月 9 日提交的标题为“用于皮肤病学处理的头部”的美国申请 09/634,981 和 1999 年 3 月 12 日提交的序号为 09/268,433 的申请中进行了进一步的讨论，两者的内容在此引入作为
10 参考。图 12B 为如图 12A 中所示具有一源 1220 和一元件 1210 的光学系统的一个实施例 1200 的一个实例的射线轨迹。

图 13 为根据本发明的一些方面适用于光美容装置的一种两元件柱面光学系统的一个实施例 1300 的一个实例的侧视图，其中一准直器 1310 与元件 1210 协同使用。在图 13 中，一快轴准直器 1310 非常
15 靠近地耦联于光源 1220（例如 0.09 毫米）。在一个实施例中，准直器 1310 具有一 1.5 毫米的长度、一平面输入表面 1311 以及一输出表面 1312，其中输出表面 1312 具有一曲率以便对准直器 1310 的输出进行准直。元件 1210 位于与输出表面 1312 距离 0.1 毫米的位置。准直器 1310 产生的射线光束基本上在输出表面 1312 处沿 y 方向准直。例如，
20 准直器 1310 可为由德国的 Limo GmbH of Dortmund 公司生产的号为 S-TIH53 的透镜模块。

准直束投射于光学元件 1210 的输入表面 1211 上。如上所述，元件 1210 可为一板或者可稍微发散（例如输出表面 1212 可以具有等于 3 毫米的曲率半径）以便补偿在皮肤中的散射。这种系统可用于处理
25 需要高处理能量密度的皮肤结构。例如，图 13 的透镜系统可用于对准毛囊的干细胞、皮脂腺、下漏斗管、血管、纹身或胶原蛋白。图 13B 为如图 13A 中所示的这种具有一源 1220 和一准直器 1310 和一元件 1210 的光学系统的一个实施例 1300 的一个实例的射线轨迹。

图 14A 为根据本发明的一些方面适用于光美容装置的一种两元件
30 柱面光学系统的一个实施例 1400 的另一个实例的侧视图。在光学系统 1400 中，图 13 的快轴准直器 1310 和与准直器 1310 的表面 1312 距离 0.1 毫米的元件 1420 协同使用以便从源 1220 投射光线。元件 1420

具有一曲率为 1 毫米的输入表面 1421、一平面输出表面 1422 以及 1 毫米的长度。系统 1400 在距离表面 1422 大约 1 毫米处聚焦光线（即，对于表面 1422 适于与病人皮肤相接触的实施例而言，位于皮肤表面 1 毫米之下）。在一个实施例中，元件 1310 和 1420 的高度选定为 1.5 毫米。在一些实施例中，透镜 1420 由蓝宝石制成。这种系统可以用于处理需要高处理能量密度的浅层皮肤结构。例如，图 14 的透镜系统可用于对准牛皮癣、皮脂腺、毛干或者毛干细胞。图 14B 为如图 14A 中所示的这种具有一源 1220 和一准直器 1310 和一元件 1420 的光学系统的一个实施例 1400 的一个实例的射线轨迹。

图 15A 为根据本发明的一些方面适用于光美容装置的一种两元件柱面光学系统的一个实施例 1500 的另一个实例的侧视图。图 15 所示的光学系统 1500 能够用于例如聚焦比图 14 中的光学系统 1400 更深的二极管光。例如，光学系统 1500 可以将二极管光聚焦于皮肤表面下方大约 2 毫米（即与表面 1522 距离 2 毫米）以便对准皮肤中的深层结构（例如毛球、深层血管、皮下脂肪）。

系统 1500 为一种用于投射来自源 1220 的光的两元件对称透镜系统。第一元件 1510 位于与源 1220 距离大约 1.4 毫米的位置处并且具有一平直的输入表面 1511 和一曲率为 2.5 毫米的输出表面 1512；相应地，透镜 1510 拟准直来自光源 1522 的光。第二透镜 1520 具有一曲率为 2.5 毫米的输入表面 1521 和一平直输出表面 1522；相应地，透镜 1522 将经过拟准直的光聚焦于皮肤表面以下 2 毫米。在所示的实施例中，对光学系统中的偏差进行平衡以便在输出表面 1522 处得到基本均匀（即“平顶”）的空间光强分布图。平顶强度分布图基本上由在垂直于圆柱形表面 1522 的平面中的球面像差确定。在一些实施例中，透镜 1510 和 1520 由蓝宝石制成。图 15B 为如图 15A 中所示的这种光学系统的一个实施例 1500 的一个实例的射线轨迹，其具有一源 1220 和一元件 1510 及一元件 1520。

图 16A 为用于执行光美容程序的头部的一个示例性实施例 1600 的示意图。所示的头部 1600 不带壳体以便于描述。如上所述，头部 1600 将沿病人皮肤的一个区域运动，通常沿方向 1602 或方向 1604 运动。

头部 1600 包括一用于传送来自一 EMR 源 1630 的光的光学系统 206。电极 1620 启动 EMR 源 1630。电绝缘器 1650 可位于电极 1620

之间以防止电极 1620 之间发生电接触。电极 1620 可以逐渐变细以便减小与病人皮肤的接触区域。

图 16B 为用于执行光美容程序的头部的一个示例性实施例 1650 的示意图，其还提供有在光美容程序进行过程中执行肌肉刺激的能力。电肌肉刺激为一种众所周知的物理治疗程序，其可以增强一些光美容程序的功效。例如，电肌肉刺激可以用来提高皱纹处理或脂肪团处理的功效。

在一个实施例中，用于输送电刺激的两个电极 1610 位于光学系统 206 的相对侧，头部 1600 的设计成在光美容处理过程中（即，在通过系统 206 输送 EMR 的过程中）与病人皮肤相接触的一部分上。一个电极 1610 在光学系统 206 之前与病人皮肤的一个区域相接触，而另一个电极 1610 在光学系统 206 之后与病人皮肤的一个区域相接触。

可以使用一种导热的电绝缘器 1615（例如由 BeO 或金刚石或其它适用的材料制成）来防止在提供电刺激的电极 1610 之间，以及在启动 EMR 源 1630 的电极 1620 之间发生电接触。一电绝缘器 1650 可位于电极 1620 之间以防止电极 1620 之间发生电接触。

通过在机头扫过皮肤表面时利用电极 1610 来向病人皮肤施加一恒定（或脉冲）电流，就可以同时实现肌肉刺激和电磁处理。在一些实施例中，电极可以提供通过皮肤的射频（RF）电流。另外，电极 1610 可以提供一直流电流或者一微波场。在一些实施例中，皮肤可以利用 RF 电流或微波场扫过以便有选择地加热待利用 EMR 射线处理的皮肤部分。预热皮肤可以使得 EMR 源 1630 的功率能够降低。

图 17A 为根据本发明的一些方面的设备的一个实施例的一个实例的示意图，其在光学上确定着光学元件 1704（例如图 12 的元件 1210）与病人皮肤表面 1701 之间的接触情况。为了提供眼睛安全性，在光美容装置的一些实施例中，使用一接触传感器来使得电磁处理源（例如图 5 的源 510）能够只在装置与病人皮肤相接触时才会启动。

在图 17A 中，一照明源 1702（例如二极管激光器或发光二极管，与处理源分开）安装于距离元件 1704 几毫米处（例如 5 毫米），并且指向皮肤表面 1701。任选地，照明源 1702 可以安装成通过元件 1704 将光引至皮肤表面 1701 上。源 1702 可以发射波长与处理源 510 相同

的射线，但是优选地发射波长与处理源 510 不同的射线。设置一检测器 1712 以便检测从皮肤表面 1701 反射或散射的来自照明源的光。任选地，可以增加一过滤器 1708 以便有选择地传送来自源 1702 的光，并消除与处理源 510 相对应的光波长以及任何其它外来的光波长。

5 在很少或者没有皮肤接触的情况下，将有较大的来自源 1702 的射线光通过光学系统 1704 从皮肤表面 1701 反射或散射至检测器 1712 上。如图 17B 中所示，当元件 1740 与皮肤表面 1701 形成良好接触时，皮肤中的散射和吸收将会减弱来自照明源 1702 的光，因而将会有较少量的射线到达检测器 1712。因此，通过使用电子装置（例
10 如一比较器）来测量检测器 1712 的输出，并选择一适当的阈值，就能使处理源适于只有在检测器 1712 的输出位于阈值之下时才会启动。任选地，源 1702 和/或检测器 1712 可以位于基本单元中并且可以使用一个或更多光学纤维来将光从机头与源或检测器相联接。

在另一个实施例中，检测器 1712 检测来自处理源的光以便确定
15 元件 1740 与皮肤表面 1701 之间的接触情况。在这种系统中，来自源 510 的光通过元件 1704 由皮肤表面 1701 散射和反射至检测器 1712。一射线过滤器 1708 可以有选择地将这种经过散射和反射的射线传送至检测器 1712。在这个实施例中，处理源 510 保持在低功率眼睛安全模式下，直到与皮肤表面 1701 形成牢固接触为止。当在皮肤表面 1701
20 与元件 1704 之间没有或者很少接触时，检测器 1712 的输出就比较低。然而，当元件 1704 与皮肤表面 1701 形成良好接触时，检测器 1701 的输出就比较高。因此，处理源 510 将会适于只有在检测器 1712 的输出处于阈值水平之上时才会发射。

另外，也可以使用一种为光学计算机系统鼠标的标准光学接触检测器来代替源 1702 和检测器 1712，例如使用由 Logitech of Fremont, CA 公司生产的 CordLess Mouseman™ 中的光学接触系统。
25

作为用于测定接触情况的光学方法的一种替代方案，可以使用电方法来检测元件 1704 与病人皮肤 1701 之间的接触情况。图 17C 为一种机头的剖面图，其具有两个位于机头的一部分中的电触点以便使得
30 当元件 1704 与皮肤 1701 相接触时，接触件 1720 也与皮肤 1701 接触。接触情况可以通过测量接触件之间的电阻（或电容）来测定。当接触件 1720 之间的电阻（或电容）位于选定的范围（即皮肤常有的典型

范围)之内时,将会启动处理源 510。在另一个实施例中,接触件 1720 可为用于检测与皮肤表面 1701 的接触情况的磁传感器。在另外一个替代实施例中,接触件可为用于检测与皮肤表面 1701 的接触情况的机械传感器。例如,可以设置一个或更多弹簧针或按钮,以便使得当
5 元件 1704 与皮肤接触时,针或按钮就会压下。可以使用位于元件 1704 周围的多个传感器、针、按钮或其它机械传感器来帮助保证元件 1704 的全部表面与皮肤形成良好的接触。另外,接触件 1720 可为用于检测与皮肤表面 1701 的接触情况的常规型测压元件。可能优选使用容许测量电阻或电容的接触件、传感器、针、按钮或其它机械传感器来
10 保证与皮肤接触而非与其它表面接触,例如镜面或工作台面。

在另一个实施例中,使用一个或更多温度传感器来测定与皮肤表面 1701 的接触情况。典型皮肤温度范围为 30-32℃;相应地温度传感器可以位于与病人皮肤接触的装置的表面附近,并且当测量的温度处于选定范围(例如 23-27℃)内时可以确定发生接触。另外,当温度
15 传感器测量到指示接触温度与时间的关系曲线的斜率时,就可以确定已经发生接触。在另外一个实施例中,其中要将洗液分配于皮肤上(如上参照图 11 所述),可以利用位于喷口 1120 内的压力传感器来检测皮肤接触情况。压力传感器将会测量将洗液喷于皮肤上所需的压力。只有当机头与皮肤处于良好接触时,才会提供较高的压力来分配洗
20 液。

在标题为“用于光学射线机头的接触检测方法及设备”的由 Henry Zenzie 于 2001 年 4 月 30 日提交的美国专利申请 U. S. Application 09/847,043 中对接触传感器设计进行了更为详细的描述,其内容在此引入作为参考。

25 机头优选地在特定的速度范围内扫过病人皮肤。如果机头运动过慢(根据应用情况而定典型最小速度界限介于 5 至 25 毫米/秒之间),光照量将会过高因而可能会产生意外的热损坏。相应地,如果机头运动过快(根据应用情况而定典型最大速度界限介于 50 至 500 毫米/秒之间),光照量将会过低因而不能达到处理功效。因此,只有当机头
30 在此速度范围内扫过时,机头才会发射电磁射线进行处理。用于除毛/生长延缓的光美容机头工作的示例速度范围为 10-500 毫米/秒,该速度范围与大致等于剃刀经过其皮肤上的速度的速度范围相一致。

图 18A 为一种具有一用于测定机头速度的运动传感器 1820 的机头的一个实施例 1800 的剖面侧视图。通过向处理源（例如图 2 中的源 510）提供反馈控制，以便使得如果机头保持不动或者如果在皮肤 1810 上的运动过慢或过快，则可以分别降低或增加源的强度或者可关闭源，从而可以利用运动传感器 1820 来防止对皮肤 1810 造成伤害。任选地，处理源可以禁用，而不是减少功率。在一个实施例中，设置一轮子 1821 与皮肤 1810 形成物理接触，以便使得轮子随着机头 1800 相对于皮肤 1810 的运动而转动，因而可以测定机头速度。

机头 1800 可以适于当机头速度位于一可接受的速度范围之内或之外时通知操作者。例如，一触觉指示器（例如一振动器）可以适于当机头速度位于所要求的速度范围之内或之外时振动机头。另外，可以使用一视觉指示器（例如一发光二极管）或一听觉指示器（例如一报警器）来通知操作者机头速度位于所要求的范围之内或之外。在一些实施例中，可以使用多个指示器 1806（例如具有不同颜色的发光二极管，或者不同的声音指示器）来通知操作者机头速度过高或过低或者处于所要求的范围内。

图 18B 为一种具有至少一个轮子 1821 的运动传感器系统的一个实施例的一个实例的示意图。优选地，增加一第二轮子 1821 并且位于光学系统 206 的相对侧上以便保证光学系统 206 的全部皮肤接触表面以位于可接受范围内的速度运动从而在病人皮肤上提供均匀的照射。

在一个实施例中，每个外部轮子 1821 联接于对应的具有环绕着其周边的穿孔的辅助内部轮子 1822 上。一源 1830 沿着对应检测器 1832 的方向投射光以便使得当轮子 1821 转动时，辅助轮子 1822 的穿孔交替地传送和阻挡由源 1830 投射的光；因此，当机头 1800（在图 18A 中可看到）移过病人皮肤时，检测器 1832 就会产生一具有一串脉冲的信号。

普通技术人员将会理解，机头横过病人皮肤的速度与脉冲发生的重复频率成比例。一控制器 1834 使脉冲重复频率与机头速度相关联。上述带穿孔的辅助轮子的设计与标准计算机系统鼠标设计相似，例如由 Logitech of Fremont, CA 公司生产的 3 Bth Wheel Mouse 中的鼠标轮，其仅为用于测量机头速度的设备的一个实例，也可以使用许多其

它设备并且都在本发明的这个方面的范围之内。例如，在一个替代实施例中，一简单的电机联接于轮子 1821 上以便产生与机头速度成比例的电压。

图 19 示出了另一种具有一用于测定机头速度的运动传感器的光学设备 1900。在设备 1900 中，一光源 1902（例如一红外线发光二极管）联接于传送纤维 1904 中。一光检测器 1910（例如一便宜的 CCD 相机或二极管传感器）联接于接收纤维 1906 的端部。在设备 1900 中，传送纤维 1904 和接收纤维 1906 的端部联接在一起以便形成与皮肤 1908 相接触的单个纤维端 1909。一部分由传送纤维 1904 通过纤维端 1908 投射于皮肤表面 1908 上的光由皮肤表面 1908 反射或散射并由接收纤维 1906 通过纤维端 1909 接收并且由检测器 1910 进行检测。因为皮肤表面 1908 具有半周期性结构（例如，相似组织如毛囊、血管、腺之间的距离差不多为恒定结构），因此检测器输出以取决于机头速度的率进行调制。普通技术人员将会理解，机头速度可以由经过调制的检测器输出进行计算。任选地，可以增加通过纤维端 1911 联接在一起的第二传送纤维 1905 和接收纤维 1907，以便使得第一和第二传送纤维/接收纤维对位于光学系统 206 的相对两侧上，从而保证光学系统 206 的全部皮肤接触表面在可接受范围内移过皮肤以在病人皮肤上提供均匀的照射。

在系统 1900 中，每个传送纤维 1904、1905 联接于对应的接收纤维 1906、1907 上；另外，一传送纤维和对应的接收纤维可以在不同的分离点上与皮肤接触（即，传送纤维和对应的接收纤维不在皮肤处联接起来）；在这个实施例中，与皮肤接触的纤维的端部可以隔开任意的距离，该距离应使得由组织层散射的光子可以可靠地检测到。在这种实施例中，当联入接收纤维的光减少至散射的光子量所产生的信号太小以致不能准确测量时，就到达纤维间距的上限。

尽管已经对用于测量机头速度的光学设备进行了描述，但是应当理解其它速度测量方法也在本发明的这个方面的范围之内。例如，电磁设备通过在机头相对于皮肤运动时记录时间与皮肤的电（电容和电阻）/磁属性的关系曲线而测量机头速度。另外，可以测量在将一个物体拖过皮肤表面时所发射的声音的频谱和幅值，并且利用测得的信息来计算速度，因为声谱与速度相关。另一个替代方案是通过使用两个

沿机头顺着皮肤移动的方向隔开一段距离的传感器（例如一个在光学系统之前，而另一个在后），而利用热传感器来测量机头速度。在这种实施例中，第一传感器检测与机头速度无关的未处理过的皮肤的温度，而第二传感器检测照射后的皮肤温度；机头速度越低，输送至给定皮肤区域的能量密度就越高，就会导致第二检测器测量到越高的皮肤温度。因此，速度可以根据两个传感器的温度差进行计算。

一种利用热特征来测量机头速度的替代系统使用了一个位于沿机头顺着皮肤移动的方向与一热传感器隔开一段距离的位置处的热源（例如处理源或另一种加热皮肤区域的装置）。在这种实施例中，机头速度可以由热传感器所测量的温度来确定。对于低机头速度，热将有足够的时间来通过皮肤从热源传至热传感器；然而，在高速度下，热将没有时间到达热传感器。因此，由热传感器所测量的高皮肤温度将表示低速度，而低皮肤温度将表示高速度。

在速度传感器的一个替代实施例中，利用一光学设备来使用多普勒频移方法测量机头速度。在这个系统中，来自探针激光器的光波长被投射于皮肤上而速度通过光的反射部分的频移来确定。

在任一以上实施例中，速度传感器可与接触传感器（例如上文参照图 17A-17C 所述的接触传感器）协同使用。在机头的一个实施例中，接触情况和速度通过相同的组件来测定。例如，一种例如用于常规型计算机光学鼠标的光学鼠标型传感器可以既用来测定接触情况，又用来测定速度。在这样一个实施例中，使用了 CCD（或 CMOS）阵列传感器来连续地反映皮肤表面。如上所述，通过跟踪特定组的皮肤特征的速度，可以测量机头速度，并且由于当与皮肤接触时，由阵列传感器所接收的光学信号的强度就会增加，因此可以通过监测信号强度而测定接触情况。此外，可以使用一光学传感器例如 CCD 或 CMOS 装置来根据由皮肤反射回的光而检测和测量皮肤着色水平或皮肤类型；处理可以根据着色水平或皮肤类型而改变。

在本发明的一些实施例中，运动传感器与一反馈回路或检查表协同使用以便控制射线源输出。例如，所发射的激光功率可以根据检查表而与机头速度成比例增加。这样，可以在选定的深度保持固定的皮肤温度（即，通过在皮肤表面上保持恒定的通量），而不管机头是否在机头速度范围内运动。用来在特定深度达到给定皮肤温度的功率在

美国专利申请 U. S. Pat. Application No. 09/634,981 中进行了更详细的描述，其在上文中已引入本文作为参考。另外，也可以检测处理后皮肤温度，并且利用一反馈回路来通过改变激光输出功率而在皮肤表面上保持基本恒定的能量密度。皮肤温度可以使用其它常规型热传感器或非接触式中红外线光学传感器来检测。以上运动传感器为示例性；运动检测可以通过其它方法例如声音来实现（例如使用多普勒信息）。

尽管以上实施例参照一种在由操作者移动时监测机头速度的系统进行了讨论，但机头可以安装于一移动台上以便使机头按照受控的预定速度移过皮肤表面。在这样一个实施例中，设备将会相对于病人进行定位以便处理选定的皮肤区域，并且移动台可以根据需要移至下一区域。

图 20 为一种机头的一个实施例 2000 的一个实例的示意图，示出了一种独立式光美容装置的一些方面。机头 2000 包括一光源 2055、一电源 2047、一光学系统 2044、一冷却系统 2046 以及一速度和/或接触传感器 2048。所示的装置与皮肤区域 2043 相接触。光学系统 2044 将光从光源 2055 联接至皮肤处理区域 2043 中。

冷却系统 2046 可为一相变冷却器或任意其它适用的冷却系统。在一些实施例中，冷却系统 2046 与散热片 2045（或者电极或其它冷却表面，未示出）形成良好的热接触。电源 2047（例如电池或电容器）向光源 2055 供应电流。接触和/或速度传感器 2048 保证了处理安全有效，如上文所述。尽管所示的接触和速度传感器为单一组件，但是应当理解接触和速度传感器可为不同的组件，并且可有多于一个每种类型的传感器，如上所述。控制电子电路 2049 处理来自接触/速度传感器 2048 或其它传感器（例如热传感器）的数据并且控制着光源 2055 和冷却系统 2046。冷却系统 2046 可在处理之前通过热接触板 2050 进行冷却。电源 2047 可以通过电触点 2051 充电。开关按钮 2052 控制着电源。壳体 2053 可用来封装、保护或者安装一个或更多上述部分。

任选地，可设置一除毛装置 2054，用来在利用来自光源 2055 的光照射之前进行除毛，以便保证基本上没有毛发在皮肤表面上延伸。例如，除毛装置 2054 可为一剃刀片（例如一安全剃刀、一夹头剃刀）、一电动剃刀、一将毛发粘附于一表面上并且在机头移过用户皮肤上时拔出的脱除装置（例如类似于由 Happy Lady Inc. 公司生产的

Epilady™ 的装置)、一用于研磨毛发的研磨装置、或者一用于溶解毛发的化学化合物。除毛装置可为一次性以便使得除毛装置易于由用户进行更换。在粗毛的情况中,可以使用具有一个或多个刀片的剃刀;然而,在细毛的情况中,可以使用一研磨纸。具有粗毛的身体位置首先可以经过一次或更多次光美容处理之后变为具有细毛;因此,头几次处理可以使用剃刀片而随后的处理可以使用研磨纸。在一些实施例中,研磨纸可以随着光美容装置的一个行程而简单地移过皮肤,而在其它实施例中,研磨纸可以通过一振动机构(例如一马达)而振动。

图 21 为一种用于停放机头 2000 的机头停放台的一个实施例 2100 的一个实例的示意图。停放台 2100 容放于壳体 2155 中。电源 2156 通过电触点 2051 而对电池/电容器 2047 充电。冷却材料 2046 由冷却器 2157 (例如一 Peltier 元件) 进行冷却。例如,冷却器 2157 可通过凝结一相变液体或冻结一相变固体而补给冷却系统。散热片 2058 散发由冷却器 2157 所产生的热。散热片 2058 可以使用气体、液体或固体(相变)介质来除热或者仅为通过暴露于室温下来进行冷却的翼片。连接电缆 2159 容放着用于从一电出口向停放台供应电功率的导线,并且还可以包括用于对散热片 2058 进行水冷却的管道。在 G. Altshuler 等人于 2000 年 12 月 28 日提交的标题为“用于 EMR 处理的方法及设备”的美国申请 60/292827 中对一种独立式光美容装置和一种机头停放台进行了更详细的描述,其内容在此引入作为参考。

对于光美容装置的一些实施例,具有一个或更多可更换组件将很有利。例如,在一些实施例中,其中机头可能会被掉落或误用,这时使得一个或更多光学系统可从机头上拆下可能会很有利。此外,为了进行各自需要不同的光源或光学系统的各种处理(例如着色病变去除处理和除毛处理),可互换的光学元件将使得用户能够利用相同的机头执行不同的应用。此外,对于采用寿命有限的光源或电源的系统来说,可能需要在使用寿命结束时更换光源。

图 22 为一种具有一可分离式头部 2210 的机头的一个实施例 2200 的一个实例的示意图。机头 2200 具有一联接于头部 2210 上的手柄 2220。手柄 2220 可利用任意已知的紧固方法联接于头部 2210 上。优选地,头部 2210 包括便于使用可更换组件的光学组件(例如图 16A 的头部 1600)。

图 23 为一种模块式机头的一个实施例 2300 的一个实例的示意图，其具有一个或更多适于易于制造并且/或者易于用户更换的组件。例如，机头 2300 便于头部部件 2310(包括一光学系统)、冷却部件 2320 以及电源部件 2330 的装配和/或更换。优选地，模块式机头 2300 适于使得当已装配好时，头部部件 2310 与电源部件 2330 的相配电源插头相接触。

图 24 为一示意图，示出了一种包括一源 2410(例如两个二极管激光棒)的光学部件 2400。源 2410 可以并入一用户可更换的一次性筒中，其包括电极 2412、散热片 2430、光学系统 2420 和联接板 2440。联接板 2440 可用于紧固光学系统 2420、源 2410 和散热片 2430。优选地，源 2410 的紧固机构适于自动将源 2410 与光学系统 2420 对齐。同样优选地，联接板由具有良好导热性的材料(例如铜)制成以便从光学系统 2420 导热。为了简化源 2410 与元件 2420 的对齐，源 2412 可以固定安装于光学系统 2420 上。

除了在其使用寿命结束时更换源 2410 之外，还可能需要便于用户更换源 2410 以便用于不同的美容处理而不须购买多个机头。另外，还可能需要便于用户根据皮肤类型、毛发类型和/或待处理的皮肤区域的位置(例如腋下、三角区、腿、面部)而更换光源 2410。

图 25 为一种光美容装置 2500 的一个实例的示意图，示出了本发明的一些方面。装置 2500 具有一头部 2580 和一手柄 2590。头部 2580 具有用于形成第一射线区域(例如图 3 中的区域 311)的第一光学系统 2510(例如图 3 中的光学系统 310)，以及用于在病人皮肤上形成第二射线区域(例如图 3 中的区域 316)的第二光学系统 2515(例如图 3 中的光学系统 315)。如上文参照图 3 所述，用于形成第一区域和第二区域的射线可以来自单个分开的源或两个源(未示出的源)。装置 2500 还包括一运动传感器系统，该运动传感器系统具有一轮子 2521(例如对应于图 18 的轮子 1821)和一第二轮子 2522(例如对应于图 18 的轮子 1822)，第二轮子 1822 位于光学系统 2510 的相对侧上以便保证光学元件 2510 的全部皮肤接触表面以位于可接受范围内的速度运动从而在病人皮肤上提供基本均匀的照射。

图 26A 为一种光美容头部 2600 的一个实例的示意图，示出了针对处理皮肤的弯曲区域(例如颞、背或臂)的本发明的方面。头部 2600

包括两个用于输送电磁射线的枢轴旋转输送系统 2610 和 2620。头部 2600 的组件基本上容放于一壳体 2630 内并且通过软线 2640 联接于基本单元（未示出）上。为便于描述，壳体 2630 示出为透明线框的形式。头部 2600 的组件的尺寸可以根据它们将要用于的身体部分而选定，并且多个头部可以连接于软线 2640 以便容许处理不同的身体部分。另外，每个头部也可以具有一固定的软线以便使得每根软线能够插于基本单元中并且能够移除。

图 26B 为用于处理弯曲表面的一种头部的双传送系统 2610 和 2620 的一个实施例的示意图。为了示出它们的相对位置关系，所示的传送系统 2610 和 2620 不带壳体。图 26B 示出的传送系统沿着至少一个旋转方向作枢轴旋转以便于与皮肤的弯曲区域保持接触。例如，传送系统 2610 和 2620 可以相对于彼此成一定角度（例如 5-30 度）安装并且安装方式使得能够绕着轴线 X 和 X' 旋转。

图 27 为一示意图，示出了根据本发明的机头 2700 的一些方面的一个实施例。机头 2700 包括一具有手柄 2702 和头部 2704 的壳体 2710。机头 2700 包括一头部部件 2710（包括一光学系统）、一冷却部件 2720 以及一电源部件 2730。

图 28 为根据本发明的至少一些方面的光美容装置的一个实施例 2800 的示意图。装置 2800 包括一机头 2810、一基本单元 2820、一将机头 2810 联接于基本单元 2820 上的软线 2826。机头 2810 可以由操作者抓住以便将头部 2830 移过病人皮肤（未示出）。头部 2830 可为任一种上文中所述的头部或者任一种其它适用的头部以便实现光美容处理，例如下文中所述的任一种处理。

以下讨论了可以利用根据本发明的设备及方法实现的处理的实例；然而，所讨论的处理仅为示例性而非进行限制。根据本发明的设备及方法有很多种并且可以用于任意已知或尚待开发的处理。

示例性的处理机理包括由位于导致不必要的美容条件的组织内的发色团或者由接近该组织的发色团来吸收光。处理可以通过在造成不可复原损害的温度之下对目标组织进行有限加热来实现，或者可以通过加热以产生不可复原的损害（例如使变性）来实现。处理可以通过直接刺激对热的生物响应而实现，或者通过诱导一连串现象以便由热间接得到生物响应而实现。处理通过任意上述机理的组合而产生。任

选地，可以对处理区域或邻近区域应用冷却、DC 或 AC (RF) 电流、物理振动或其它物理刺激/作用以便增加处理功效。处理可以通过单个处理期来实现，或者可以使用多个处理期以便达到所需的临床效果。

5 根据本发明的一个或更多方面的装置可以在各种光学范围内操作。例如，输送至皮肤的电磁射线可以具有 380-1900 纳米范围内的波长。所输送的光的功率可以在 0.001-300 瓦/厘米的范围内，而示例性的扫描速度包括 0.1-500 毫米/秒。所需的射线特征可以通过适用的发光二极管、灯和二极管激光棒或其它现有的或尚待开发的适用光源来实现。

10 射线诱导的除毛为一种可通过根据本发明的方面的设备及方法执行的美容处理。在除毛的情况下，热破坏的主要目标是毛球，并且优选球的毛基质、毛乳头或基底膜。对于除毛处理，位于毛干和囊中的黑色素为目标发色团。尽管球包含黑色素因而可进行热处理，但在球内的乳头与毛干内的基质之间提供了毛发生长通道的基底膜中包含着
15 最高浓度的黑色素并且可选择作为目标。

介于 0.6 至 1.2 微米之间的波长通常用于除毛。通过对功率、速度和聚焦几何进行适当组合，可以将不同的毛发相关的目标（例如球、基质、基底膜、干细胞）加热至变性温度而周围的真皮保持不会受到
20 损害。由于目标毛囊和表皮都包含黑色素，因此可以利用表皮接触冷却和长脉冲宽度的组合来防止发生表皮损害。在由 Rox Anderson 等人于 2002 年 3 月 12 日提交的标题为“用于控制毛发生长的方法及设备”的共同未决的临时专利申请号 60/363,871 中给出了对除毛的更详细说明，其在此引入作为参考。

除毛通常需要覆盖大面积（例如背和腿），因而为实现短处理时间，
25 所需的功率相应地也很大（大约 20-500 瓦）。当代的二极管棒能够在 800 纳米下发射 40-60 瓦的功率，这就使得它们能够有效用于根据本发明的光美容装置的一些实施例中。

毛发生长处理的示例性方法可以通过组合利用光对毛囊进行低功率照射并物理拔出毛干，以及/或者从体内完全或者不完全地物理拔出
30 毛囊来实现。根据一些实施例，照射作用通过利用发射可由囊内的黑色素或者其它内生或外生发色团吸收的波长范围的光的光源来照射包含毛囊的皮肤的一部分来实现。物理拔出作用可以通过机械、机电或

其它适用方法而进行。这种处理可以用于临时性减毛或永久性减毛。

根据本发明的一种毛发生长处理方法的一个第一示例性实施例包括首先物理上除毛（“脱毛”）然后按照上述照射皮肤。根据一些实施例，除毛可以调整为主要从毛囊中除去毛干；另外，除毛也可以下至
5 角质带。这种脱毛可以通过机电脱毛或者上蜡来进行。

可以利用例如上述光美容装置的实施例之一来进行光处理。根据这些实施例，光由毛基质中的黑色素吸收并且作为热损伤的结果，毛发生长受到减缓或者受到完全抑制。

任选地，在脱毛之后但在照射之前，可以将洗液局部应用于处理
10 区域中的皮肤上（例如通过机头）以便充满由于除毛而变空的毛囊。在一些实施例中，所选定的透明洗液具有的折射率所处的范围适于提供波导效应以便将光引至待照射的皮肤区域。优选地，洗液的折射率高于水的折射率（即，根据水的化学添加剂而定大约为 1.33）。在一些实施例中，洗液的折射率高于真皮的折射率（即，大约为 1.4）。在
15 一些实施例中，洗液的折射率高于内根鞘的折射率（即，大约为 1.55）。在折射率高于内根鞘的折射率的实施例中，入射在皮肤表面上的光可以直接输送至毛基质而不会衰减。

用来照射皮肤的有效脉冲长度由束尺寸除以照射源的扫描速度给定。例如，以 50 - 100 毫米/秒的扫描速度移动的 2 毫米的束尺寸提供
20 的有效脉冲长度为 20 - 60 毫秒。对于 250 瓦/厘米的功率密度，有效能量密度为 5 - 10 焦耳/平方厘米，大约两倍于在不使用高折射率洗液的情况下装置所输送的光的能量密度。

在一些实施例中，可以调节洗液的 pH 值以便降低基质细胞的变性阈值。在这些实施例中，只需要较低的功率来损伤毛基质从而提供
25 毛发生长处理。任选地，洗液可以掺加以能够显著吸收由源所发射的光的分子或离子或原子。由于通过洗液的作用而使得毛囊中光吸收量增加，因此就可以使用较低功率的照射源来提供足够的射线用以加热毛基质。

根据本发明的一种毛发生长处理方法的第二示例性实施例包括首先
30 照射皮肤，然后物理上除毛，如上所述。通过首先照射皮肤，可以削弱毛干与囊的连接或者毛囊与真皮的连接。因此，机械或机电法脱毛就可以更容易实现（例如，通过使用软上蜡或机电脱毛器）并且可

以减轻疼痛。

照射可以削弱毛球与皮肤或皮下脂肪的连接；因此，与单独使用脱毛相比，就可以从皮肤中拔出高得多比例的毛囊。由于毛球的直径接近外根鞘的直径，因此拔出毛及毛球就可以永久性地破坏整个毛囊包括干细胞。相应地，通过首先照射然后脱毛，就可以延缓或者终止新的毛发生长。

脂肪团处理为可以通过根据本发明的方面的设备及方法来处理的美容问题的另一个实例。特征脂肪团凹窝的形成从不良血液和淋巴循环开始，而这又抑制了细胞废物的排除。例如，细胞内空间的未排除死细胞可能会随着时间的推移而渗漏脂类。由于毒素和细胞废物的不断积累，就会造成结缔组织损坏和随后的结核形成。

以下为两种示例性的脂肪团处理，两者的目的都在于既刺激血流和又刺激纤维原细胞生长。在第一示例性处理中，利用发射近红外光谱范围（例如 650 - 1850 纳米的波长范围）的处理源与设计用于聚焦于皮肤表面下方 2 - 10 毫米的光学系统的组合来产生局部的热损坏区域。在一个实施例中，将功率密度为 1 - 100 瓦/厘米的光输送至皮肤表面，并且按照一定速度操作设备以便在皮肤下方 5 毫米的距离处产生 45 摄氏度的温度。可以施加冷却作用以避免或减少对表皮的损坏从而减少形成伤口。在皮肤下方的选定距离处产生选定温度的更多细节在 2000 年 8 月 9 日提交的美国专利申请 U. S. Patent Application 09/634,691 中给出，其内容已在上文中引入作为参考。处理可以包括压缩组织、按摩组织、或者多次通过组织之上。

在第二示例性处理中，利用发射近红外光（例如发射波长范围为 700 - 1300 纳米的发光二极管）的处理源来将光聚焦于皮肤表面下方 2 - 10 毫米的距离处，并且将真皮/皮下脂肪温度提高至适当位于热损坏阈值之下的点（例如 42 - 60 摄氏度范围内的温度）。根据第二示例性处理，加热作用可以提高脂解（即脂肪破坏）率并引起脂肪细胞的凋亡（即，拟定的细胞死亡）。任选地，局部的脂解膏可以与第二示例性处理组合使用；在真皮/皮下脂肪中的升高的温度分布图可以增强膏的穿透力从而提高其功效。由于皮下脂肪的热松弛时间很长（即长于 1 分钟），对一个区域进行多次扫描处理就可以实现所需的对脂肪的加热作用，而同时保持正常的皮肤表面温度。以上示例性处理可以

用于脂肪新陈代谢激活和减脂处理。

粉刺为可以利用根据本发明的方面的设备及方法来处理的另一种非常常见的皮肤病。当来自皮脂腺的皮脂不能通过毛囊到达皮肤表面时就会产生粉刺，并且会在毛囊内造成细菌感染。光美容处理为传统
5 处理方法（例如敷服或口服）的替代方案。

以下为根据本发明处理粉刺的示例性方法。在每一种示例性方法中，实际的处理区域可以比较小（假定处理的是面部粉刺），因此可以使用低功率的 CW 源。第一可能的处理为有选择地损坏皮脂腺以防止皮脂产生。皮脂腺位于皮肤表面以下大约 1 毫米处。通过在这个深度处产生一焦斑并且使用由脂类有选择地吸收的波长（例如接近于
10 0.92、1.2 和 1.7 微米），直接热破坏就变得可能。例如，为了造成热变性，可以使用 2000 年 8 月 9 日提交的美国专利申请 U. S. Patent Application 09/634,691 中所述的任一种方法在皮肤表面下方大约 1 毫米处产生 45-65 摄氏度的温度，该申请的内容已在上文中引入作为
15 参考。

任选地，可以使用焦斑线性矩阵（如上文参照图 4 所述）来产生多个损坏岛。尽管皮脂腺的准确位置可能并不知，但是每次利用焦斑矩阵来进行处理都将会造成一定数量的皮脂腺受到损坏。这样，通过多次对区域进行处理，大量的皮脂腺将会受到损坏。

粉刺的一种替代处理包括将皮脂腺加热至位于热变性温度以下的某个点（例如，加热至 45-65 摄氏度）以便实现终止皮脂产生和凋亡（即，拟定的细胞死亡）。这种有选择的处理可利用负责皮脂产生的细胞相对于周围细胞的低热阈值。粉刺的另一种替代处理为对通向皮脂腺的血液供应进行热破坏（例如，通过加热血液至 60-95 摄氏度的温度）。
20
25

对于以上对粉刺的各种处理，可通过使用化合物例如靛青绿（ICG，吸收 800 纳米附近）或亚甲蓝（吸收 630 纳米附近）来使得皮脂腺对近红外射线敏感。另外，也可使用非热光动力治疗剂例如 photofrin 来敏化皮脂腺。在一些实施例中，可以使用生物化学载体例如单克隆抗体（MABs）来有选择地将这些敏化化合物直接输送至皮脂腺。
30

尽管以上程序被描述为用于处理粉刺，但由于这些处理涉及损坏/

破坏皮脂腺（从而减少皮脂输出），因而这些处理也可用来处理过多油性的皮肤。

另一种处理粉刺的光基方法包括对造成与粉刺相关的特征炎症的细菌（P. 粉刺）进行热破坏。对细菌的破坏可通过瞄准存储于 P. 粉刺中的卟啉而实现。卟啉，例如原卟啉、粪卟啉、以及锌-原卟啉由厌氧细菌作为其新陈代谢产品而合成。卟啉吸收 400 - 700 纳米的可见光谱区域内的光，最大吸收能力在 415 纳米左右。通过提供足够强度的选定波长范围的光，通过吸收而产生的热就会造成细菌死亡。例如，使用设计用于聚焦于皮肤表面下方 0.2 - 1 毫米的光学系统和在皮肤表面上为 0.01 - 10W/cm 的功率密度，利用发射波长范围为 360 - 700 纳米的处理源，就可以达到所需的效果。

另外一种用于处理粉刺的技术包括使用光来扩张受到感染的毛囊的开口以便容许皮脂无阻碍地流出。在这种技术的一个实施例，将优先聚集于囊开口中的洗液（例如带有有机无机染料或吸收粒子的脂类稠洗液）施加于皮肤表面上。处理源波长与洗液的吸收带相匹配。例如，在掺加 ICG 的洗液的情况中，源波长为 790 - 810 纳米。通过使用光学系统来在漏斗管/下漏斗管处产生 45 - 100 摄氏度的温度，例如，通过在皮肤表面上产生一定能量密度（例如 1 - 100 瓦/厘米），囊开口就可以扩张并且容许皮脂流出毛囊并重造下漏斗管以便防止黑头粉刺（黑头）形成。

非消融性皱纹处理现在已用作传统的消融性 CO₂ 激光皮肤重修面处理的一种替代方案，其为可通过根据本发明的方面的设备及方法来执行的另一种美容处理。非消融性皱纹处理通过同时地冷却表皮并将光输送至真皮的上层以便对纤维原细胞进行热刺激从而产生新的胶原沉积而实现。

在皱纹处理过程中，由于主发色团为水，因此 0.8 - 2 微米的波长范围为处理射线的适用波长。由于通常只有面部的皱纹具有美容意义，因此处理的区域通常比较小并且所需的覆盖率（平方厘米/秒）因而也很低，并且可以使用较低功率的处理源。可以组合使用提供表面下聚焦的光学系统与表皮冷却作用来达到所需的结果。真皮上方温度的精确控制很重要；如果温度过高，对表皮产生的热损坏将会过大，而如果温度过低，新的胶原沉积量将会很少。可以使用一速度传感器

(在手动扫描机头的情况中)或者一机械驱动器来精确控制真皮上方温度。另外,也可以使用一非接触式中-红外热传感器来监控真皮温度。

5 血管病变(例如葡萄酒色痣、红斑痤疮、蜘蛛脉)为可利用根据本发明的方面的设备及方法来处理的另一种美容问题。对于血管病变的处理,目标发色团为这些病变中的血液。对于表面血管疾病,示例性的处理波长范围为 0.4-0.6 微米,而对于深层血管病变,则为 0.6-1.3 微米。在处理蜘蛛脉的情况中,目标组织的较大尺寸和相应较长的热松弛时间要求长时间地大量沉积能量以便实现热破坏并保护表皮。此外,可利用主动表皮冷却作用(特别是对于具有较 的皮肤类型 IV-VI 的病人)来防止造成表皮损坏。在病变的处理中,使用 CW 源特别有利,因为与除毛类似,部分目标结构(脉壁)中包含很少的血液并且必须通过热扩散来损坏。

15 着色病变例如年龄斑可以通过有选择地以这些结构中的包含黑色素的细胞为目标而除去。这些病变利用聚焦于皮肤表面之下 100-200 微米深度的光学系统来定位并且可以利用 0.4-1.1 微米范围的波长来瞄准。由于各个单独的带有黑色素的细胞很小并且热松弛时间很短,因而较浅的表面下聚焦有助于达到变性温度。

20 腋臭的消除为可利用根据本发明的方面的设备及方法来处理的另一种问题。在这种处理中,使用一种具有由小汗腺/顶泌腺有选择地吸收的波长的源来对小汗腺/顶泌腺进行热损坏。任选地,可使用敏化化合物来加强损坏。

25 纹身去除为可利用根据本发明的方面的设备及方法来处理的另一种程序。用于纹身去除的常规型装置包括用于美容纹身处理的短脉冲(10-50 纳秒)Q 交换的红宝石、紫翠玉、钕:钇铝石榴石和倍频钕:钇铝石榴石。通常,源波长根据待去除的纹身的颜色来选择(例如,利用绿色激光来除去纹身的红色部分)。由于油墨粒子实际上已合入各个细胞中,因而用于纹身去除的热处理的一个实施例会造成细胞破裂,从而释放油墨。

30 用于纹身去除的根据本发明的方面的设备的示例性实施例利用一 CW 源和一将来自处理源的射线紧密聚焦于包含油墨粒子的细胞所居留的深度(150-700 微米)的光学系统来使包含油墨的细胞破裂。另

外,也可以将这些细胞加热至其热变性点之下并且产生凋亡。在设计用于产生凋亡的实施例的情况中,通过在准连续模式下操作射线源同时将机头连续地扫过皮肤表面以便形成细胞受到损坏的区域和在中间具有未经照射区域的区域,就可以加强复原效果。在一些实施例中,可以使用来自速度传感器的反馈来控制激光发射并形成与机头速度无关的等间距的损坏线。为了完全除去纹身,可能需要多次处理。

在一些常规型的比较昂贵的纹身去除设备中,一发射 0.532 微米波长的 Q 交换的倍频钕: 钇铝石榴石激光器与一发射 1.064 微米波长的 (钕: 钇铝石榴石)、一发射 0.755 微米波长的紫翠玉激光器组合使用; 各个激光器有选择地操作以便瞄准包含不同纹身油墨颜色的细胞。根据本发明的方面的模块式设备的实施例提供了以上系统的较低成本替代方案。例如,本发明的一个实施例可以适于容许使用多个发射不同波长或波长段的光源或者单个光源和用于改变由源产生的光的波长的光学组件。特别地,为了达到接近 0.755 微米的波长,可以使用一 0.808 微米的二极管激光棒; 并且可将一钕: 钇铝石榴石晶体模块插入由二极管激光棒装满的机头中以便产生接近于 1.064 微米的波长; 并且为了产生接近于 0.532 微米的波长,可以使用一个二次谐波发生晶体来将发射 1.064 微米波长射线的激光二极管的频率加倍。另外,可以使用一自倍频晶体例如 Nd: YCOB。

低强度治疗 (LIT) 为可利用根据本发明的方面的设备及方法来实现的另一种程序。LIT 可用于处理伤口、腕管综合症处理、或者用于刺激毛发生长、或者用于加速生物化学反应。通常用于 LIT 的功率密度和波长 (630 - 820 纳米) 可以利用二极管激光器或发光二极管处理源来实现。任选地,一次或更多次以上处理可以用于兽医 LIT 应用中。

突出的伸长标志和疤痕的消除或减少为可利用根据本发明的方面的设备及方法来实现的程序。与非消融性皮肤重修面的情况类似,为了实现以上程序,可以通过在上真皮中形成一个薄的热损坏层来刺激胶原沉积和伤口复原效果。

疣的去除为可利用根据本发明的方面的设备及方法来实现的另一种程序。疣的去除可以使用一产生的光位于血液吸收区域 (0.5 - 0.8 微米) 中的源来实现。这个波长由血红蛋白有选择地吸收,其好像切

断了对疣的血液供应。

牛皮癣为可利用根据本发明的方面的设备及方法来处理的另一种皮肤病。适于处理牛皮癣的本发明的示例性实施例发射接近 800 纳米的波长。任选地,可以使用一种或更多种敏化剂例如光动力药物或 ICG/ 5 亚甲蓝。每周可以应用若干次处理,并且可以按照若干种不同方式输送,包括处理岛(或线)。根据本发明的方面的设备及方法的其它应用包括助于将敷药和美容制剂输送至皮肤中。

这样就对本发明的概念和许多示例性实施例进行了描述,但是本发明所述领域的普通技术人员应当清楚,本发明可以按照各种不同的方式来实施,并且这些技术人员很容易进行变动和改进。因此,所给 10 出的实例并非用于进行限制。本发明只是根据需要由以下权利要求及其等价内容来限定。本发明只是根据需要由以下权利要求及其等价内容来限定。另外,应当理解,使用的词“包括”或者“具有”意味着包括其后列出的项和其等价内容以及所列的这些项之前、之后或者之 15 间的其它项。

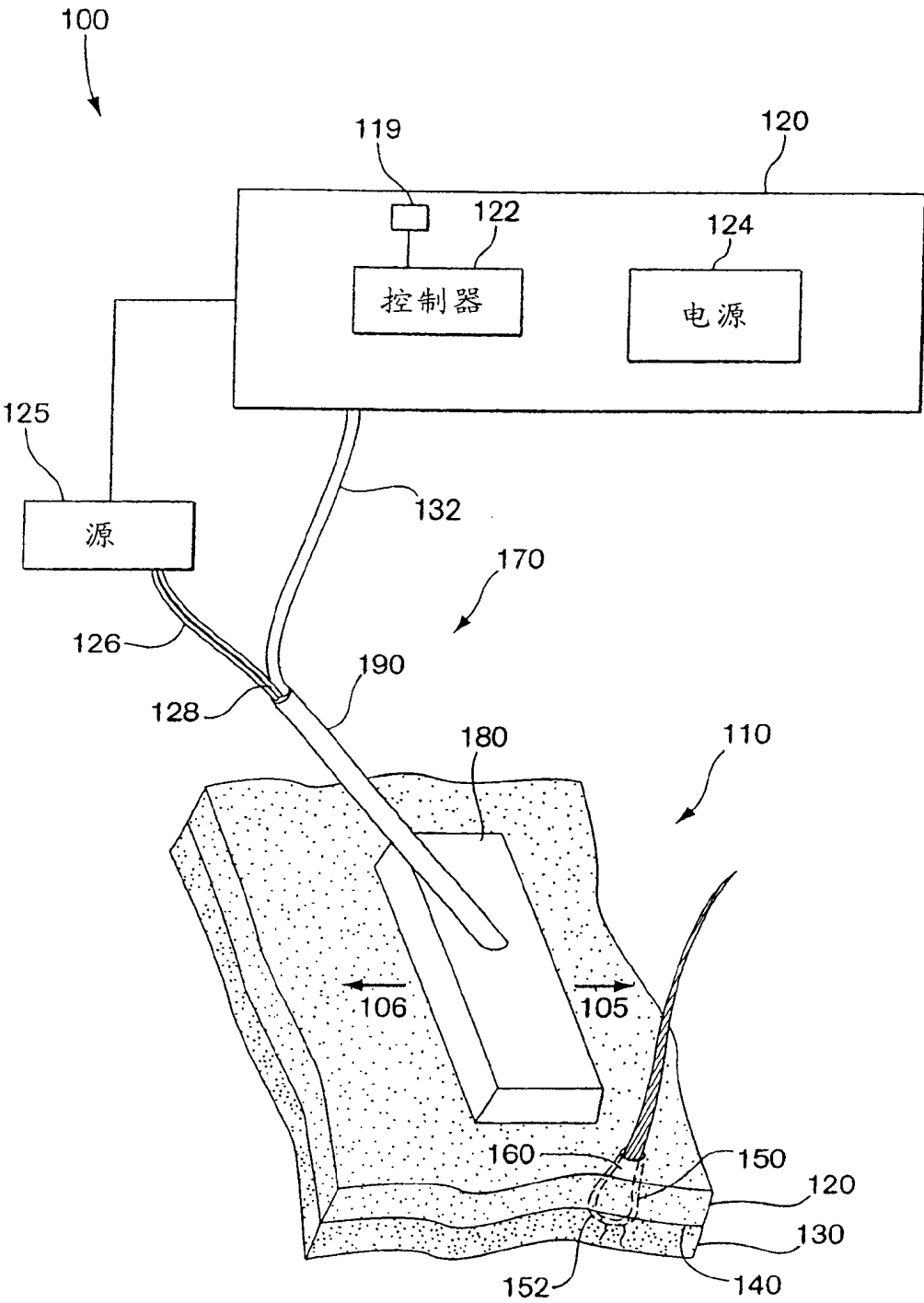


图 1

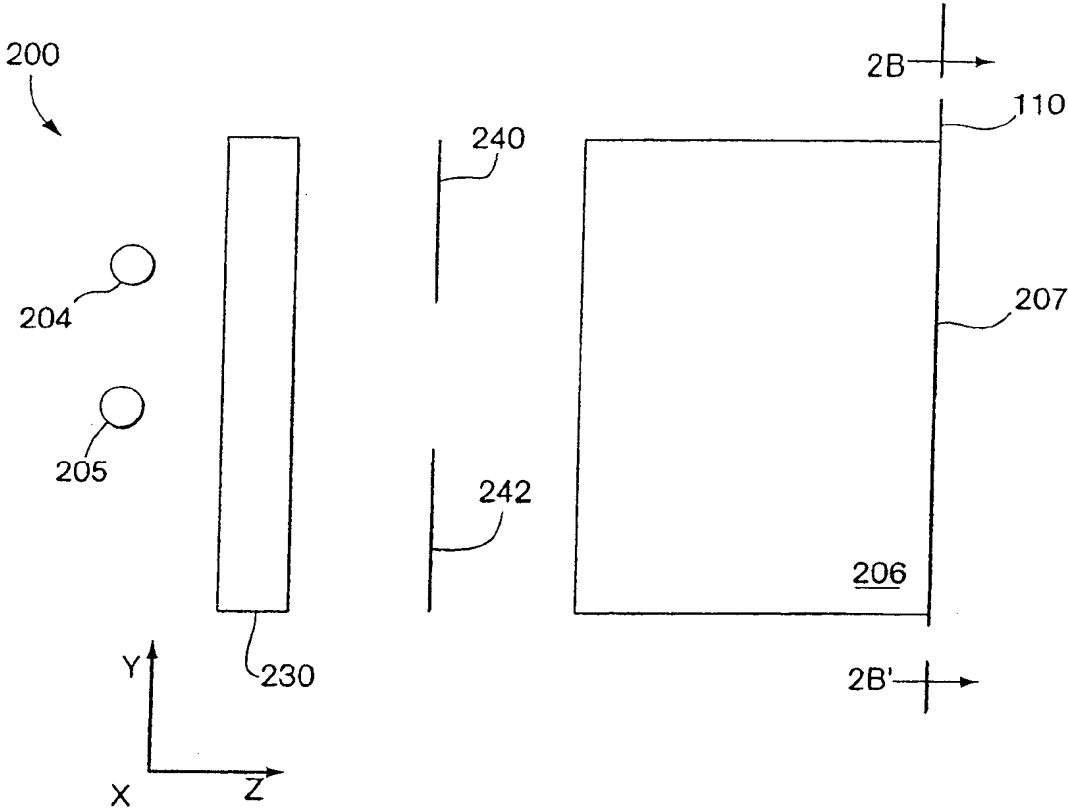


图 2A

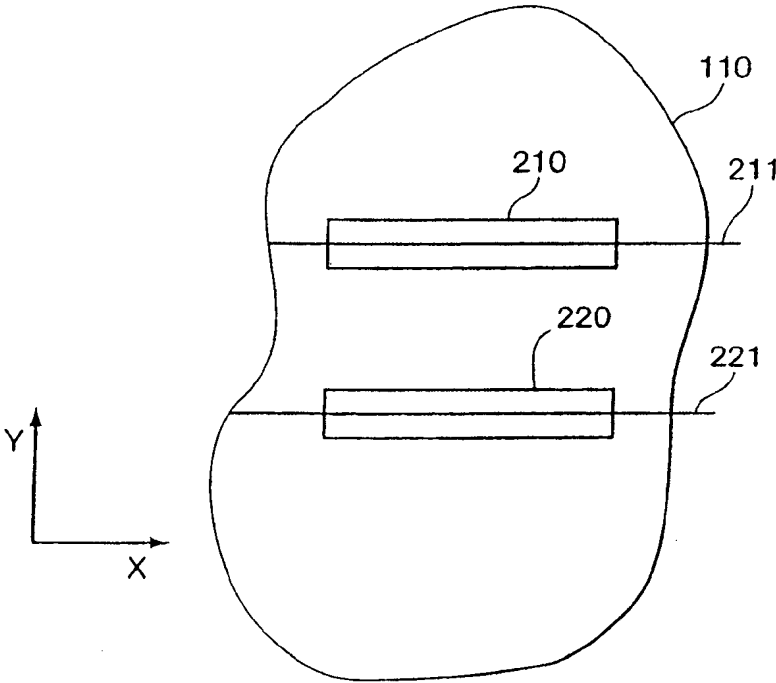


图 2B

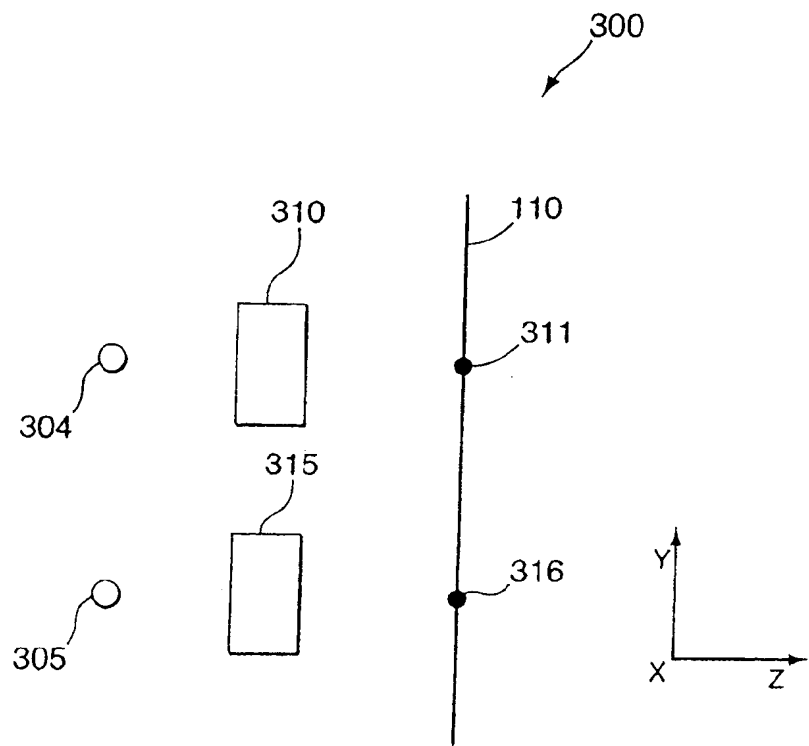


图 3

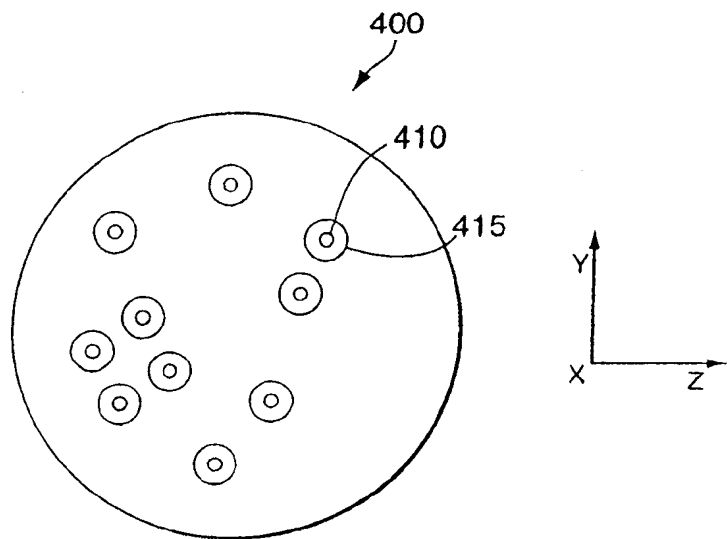


图 4

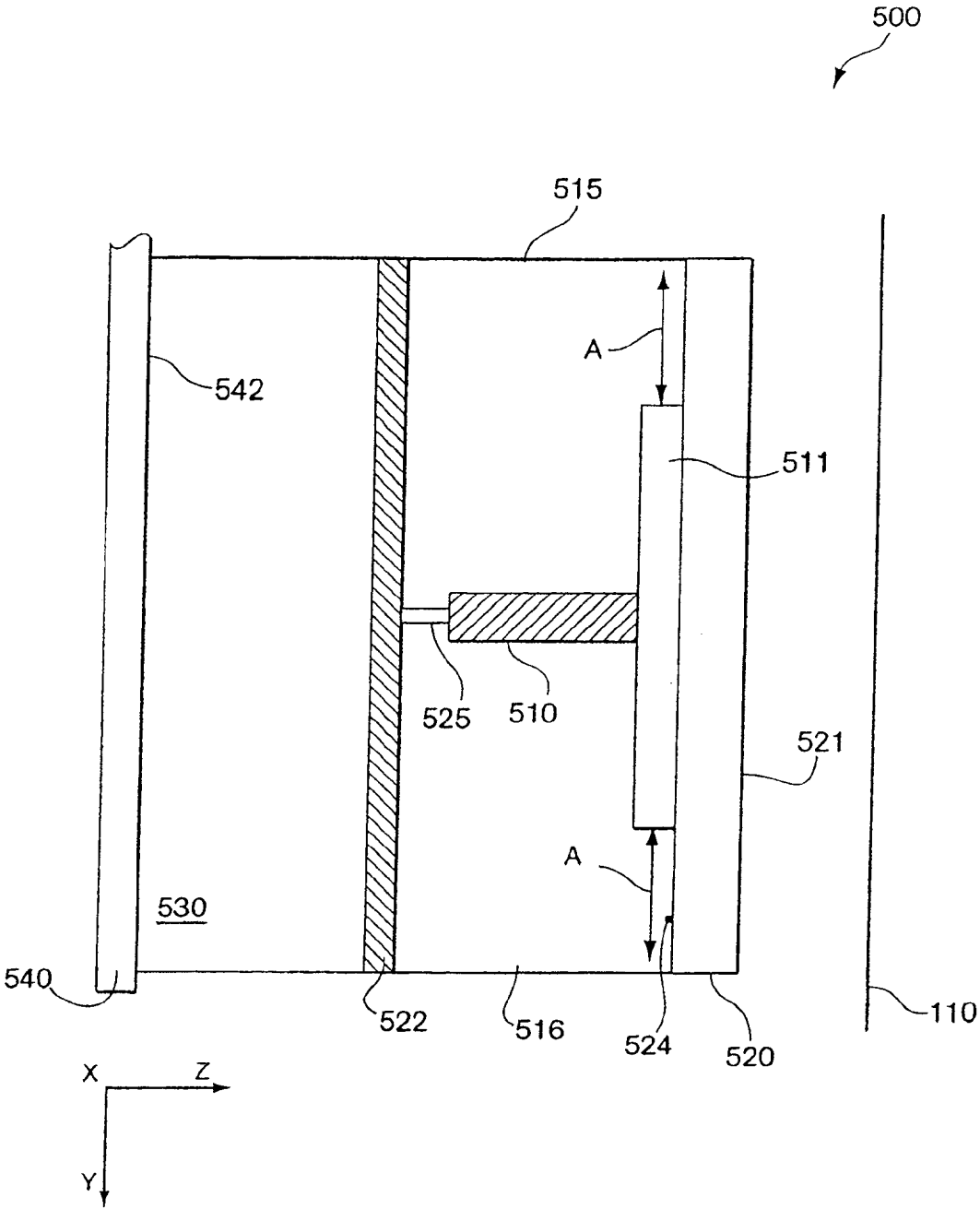


图 5

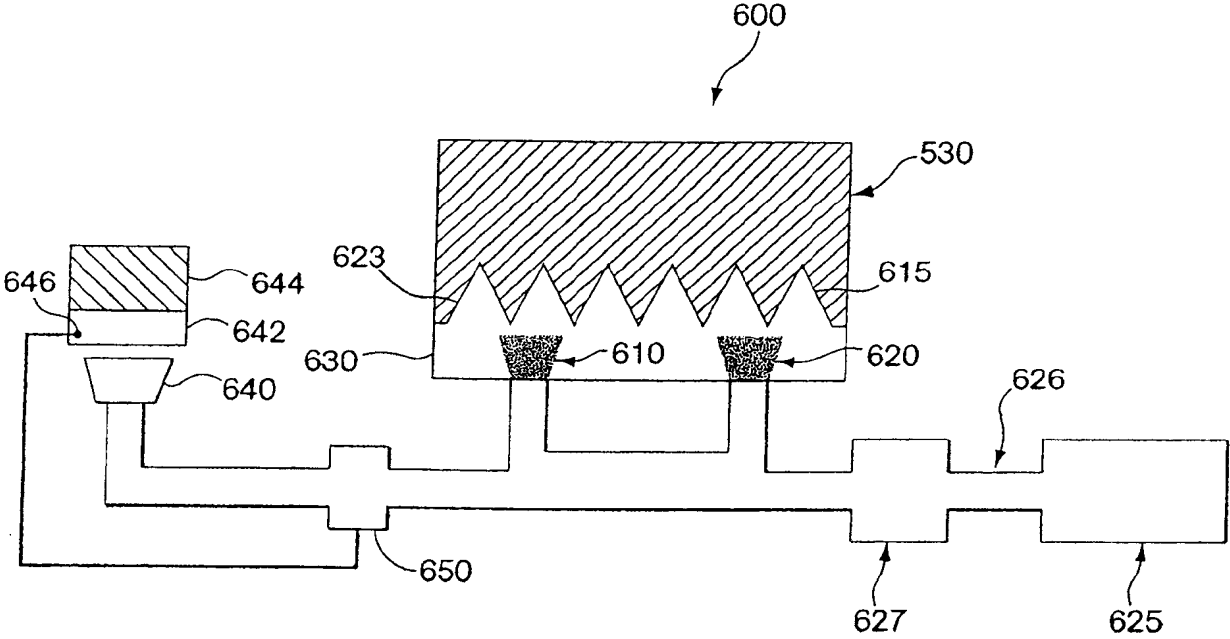


图 6A

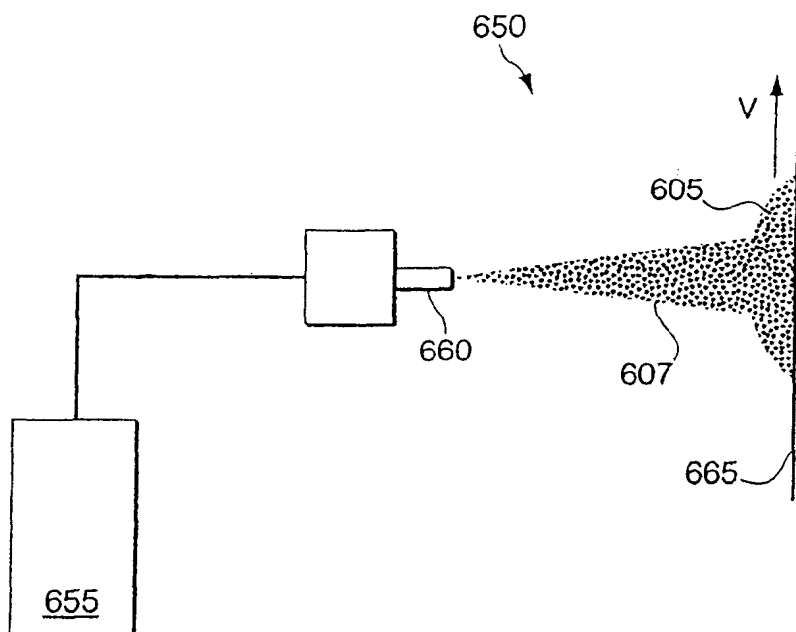


图 6B

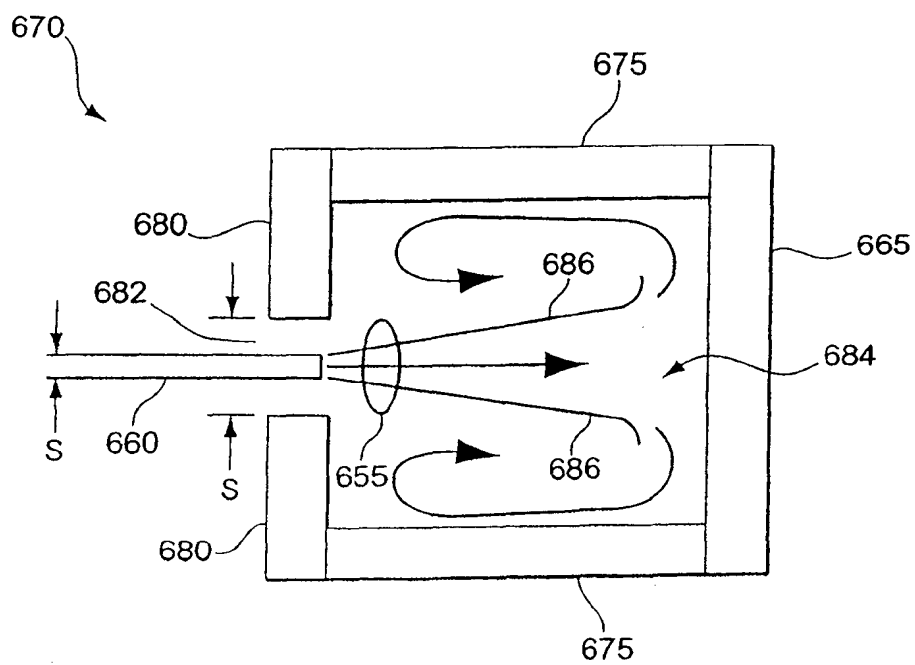


图 6C

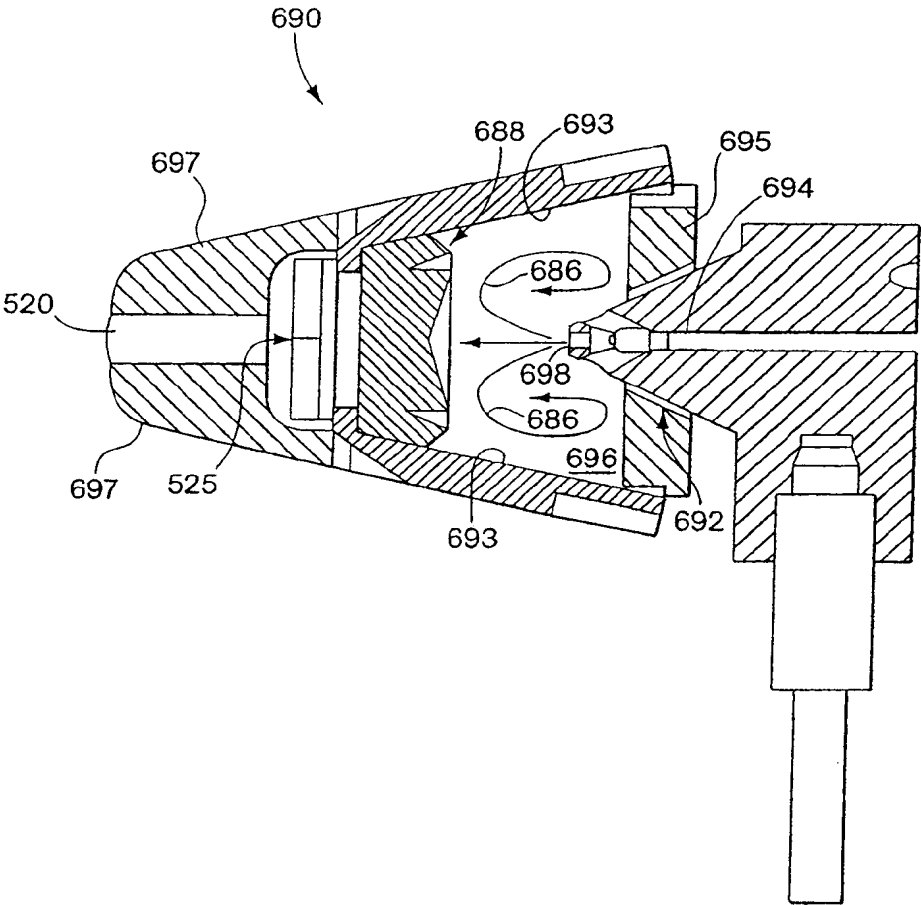


图 6D

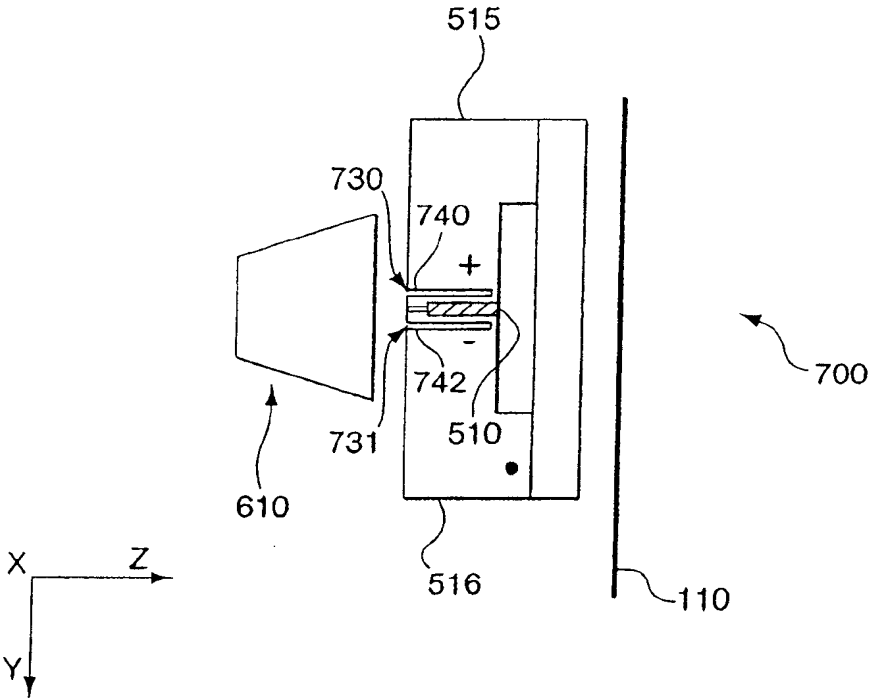


图 7

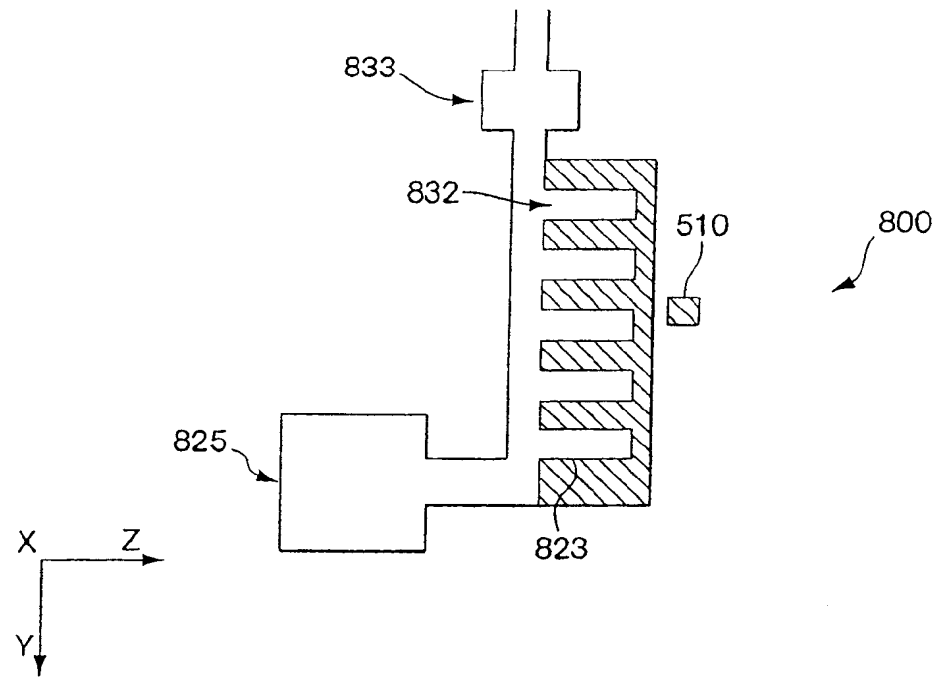


图 8

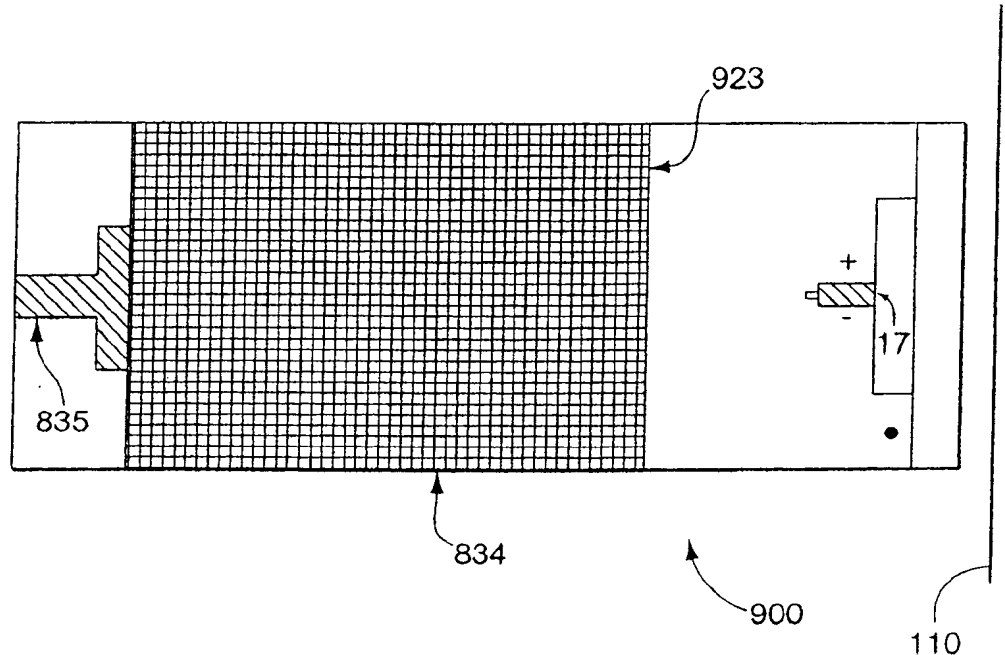


图 9

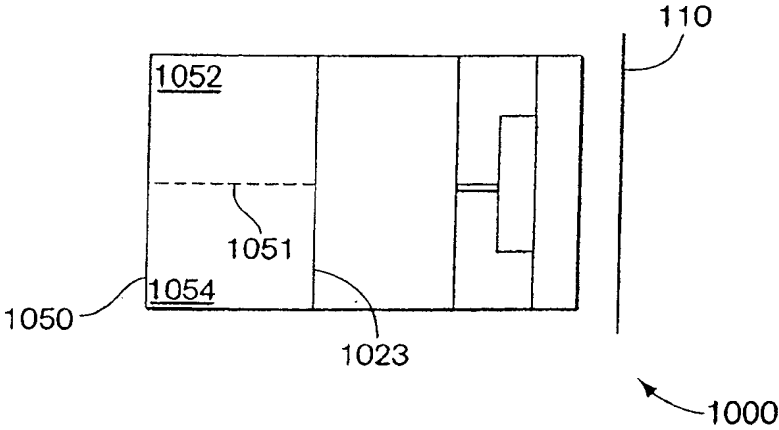


图 10

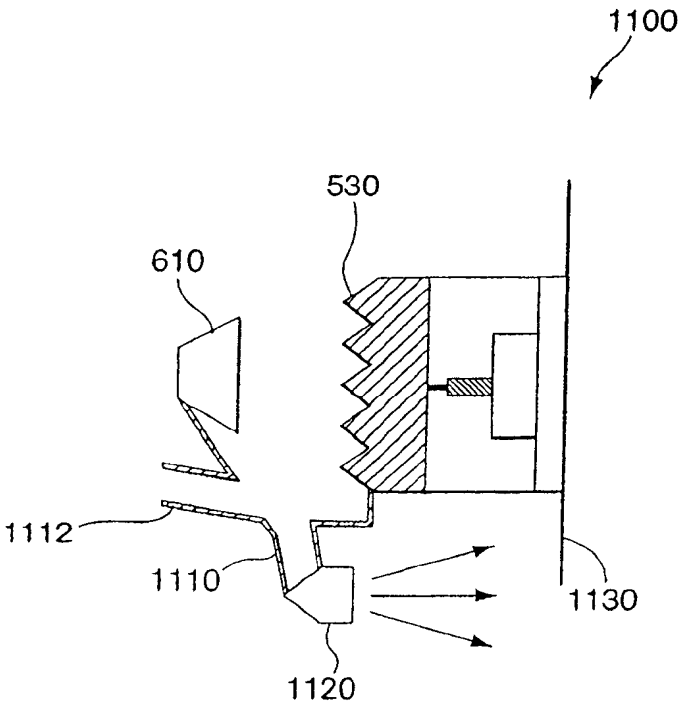


图 11

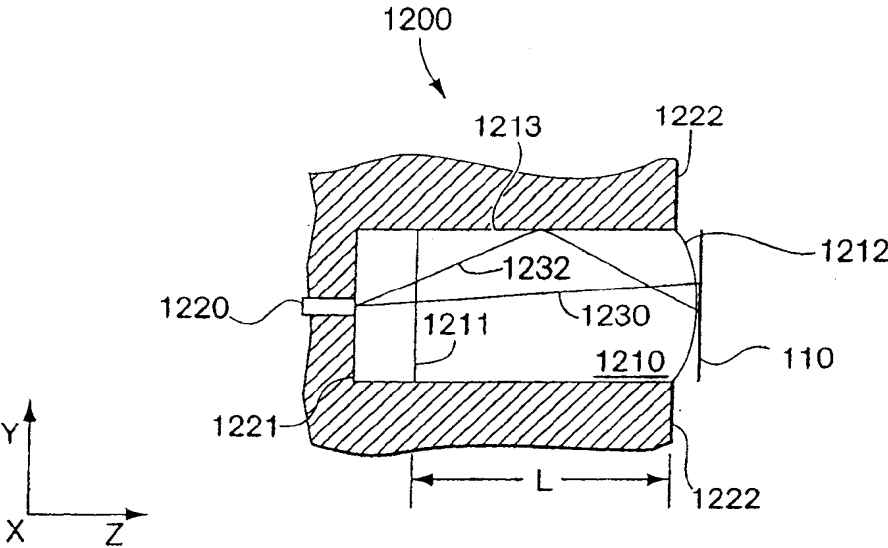


图 12A

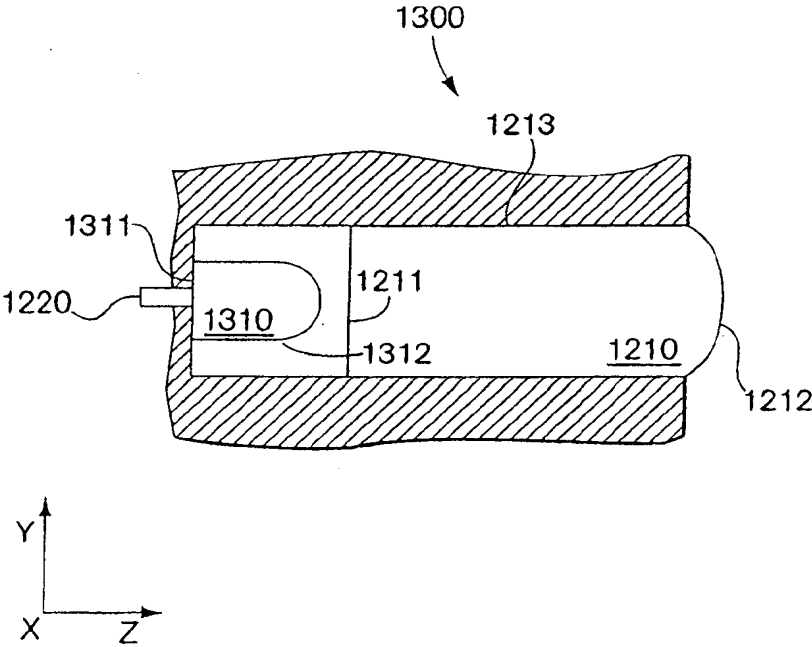


图 13A

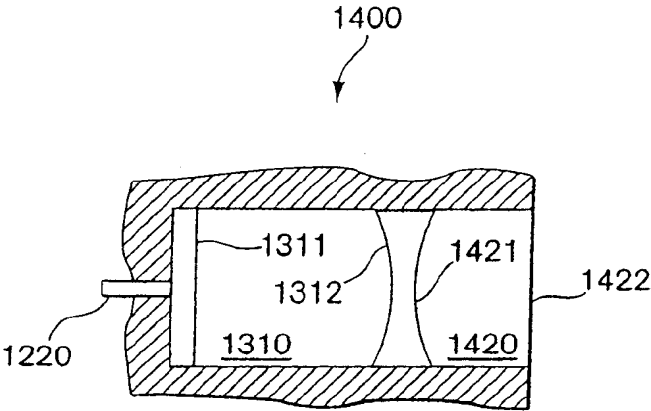


图 14A

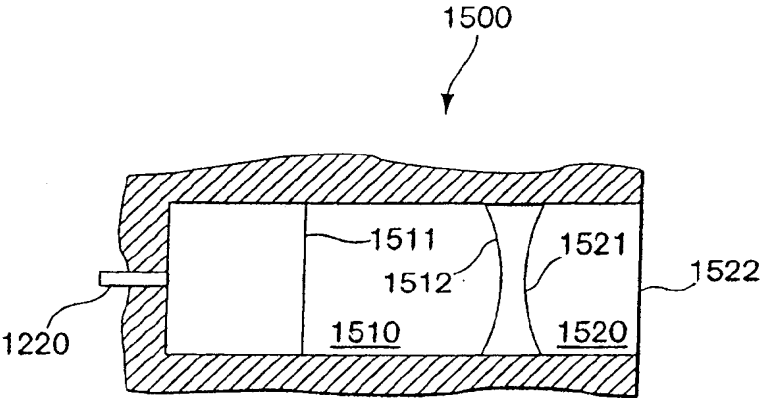


图 15A

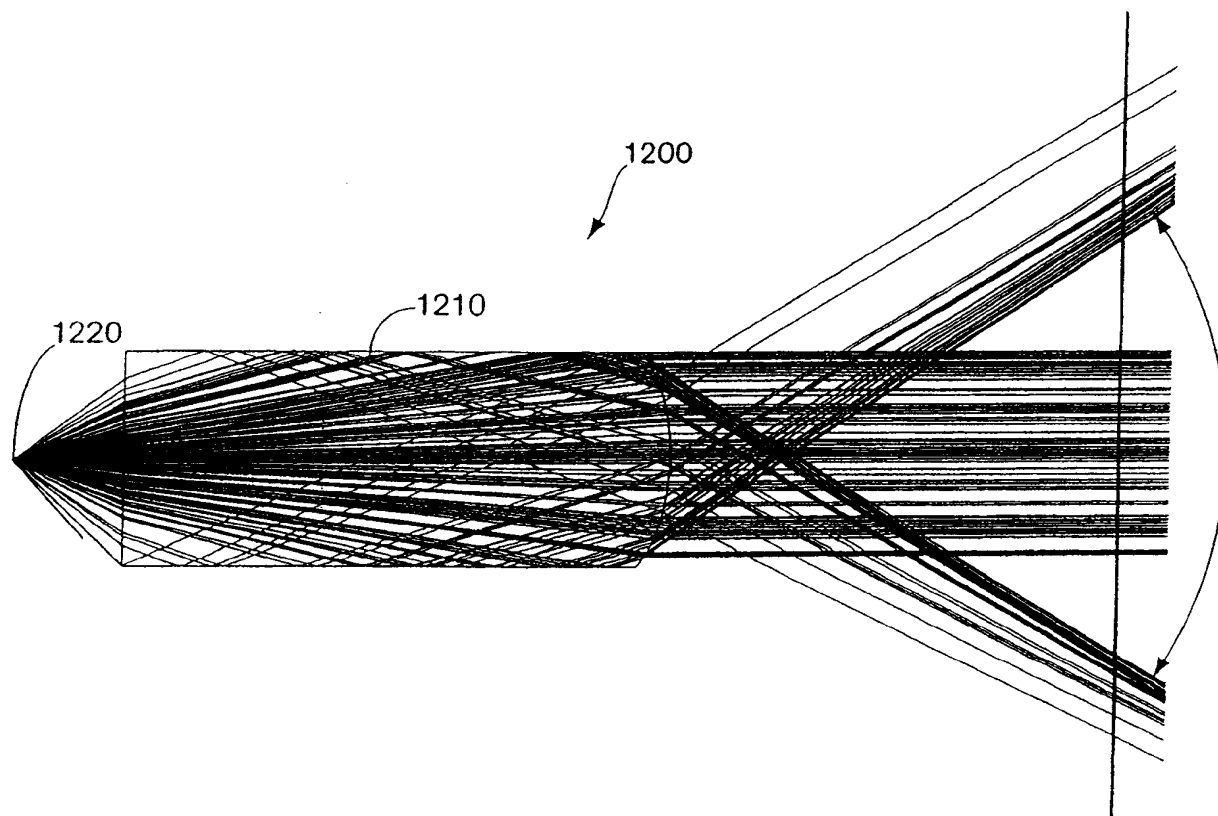


图 12B

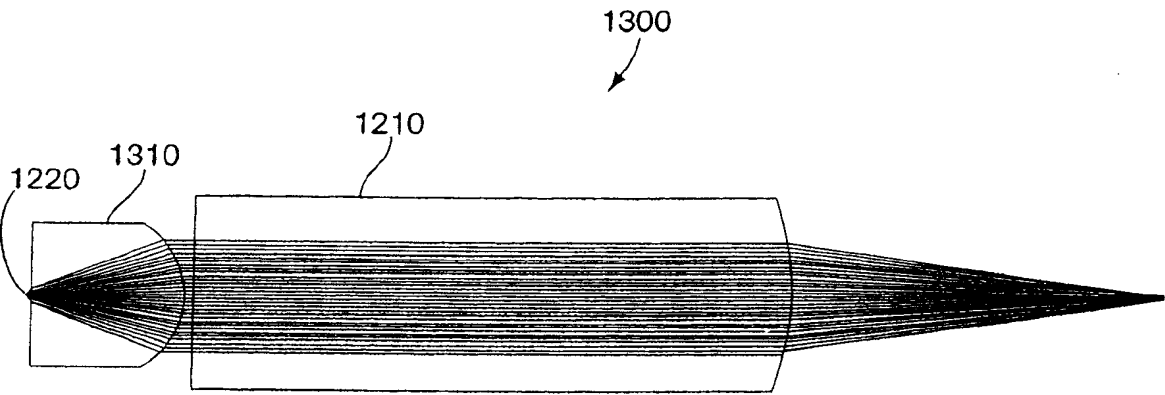


图 13B

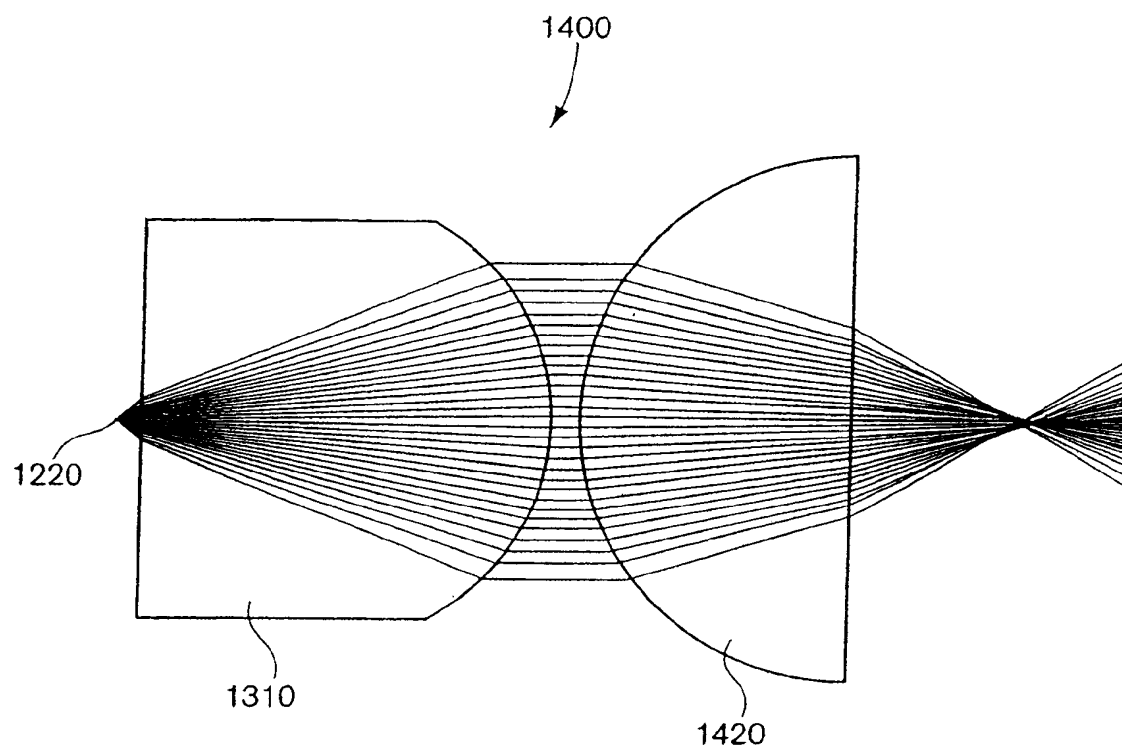


图 14B

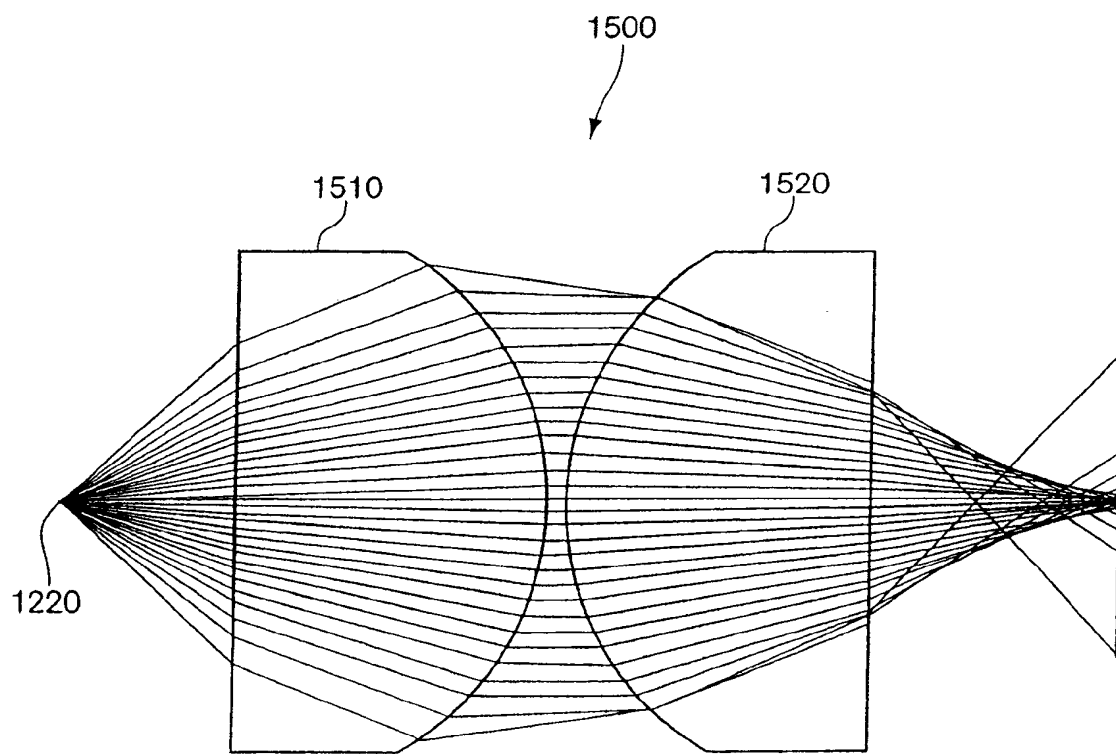


图 15B

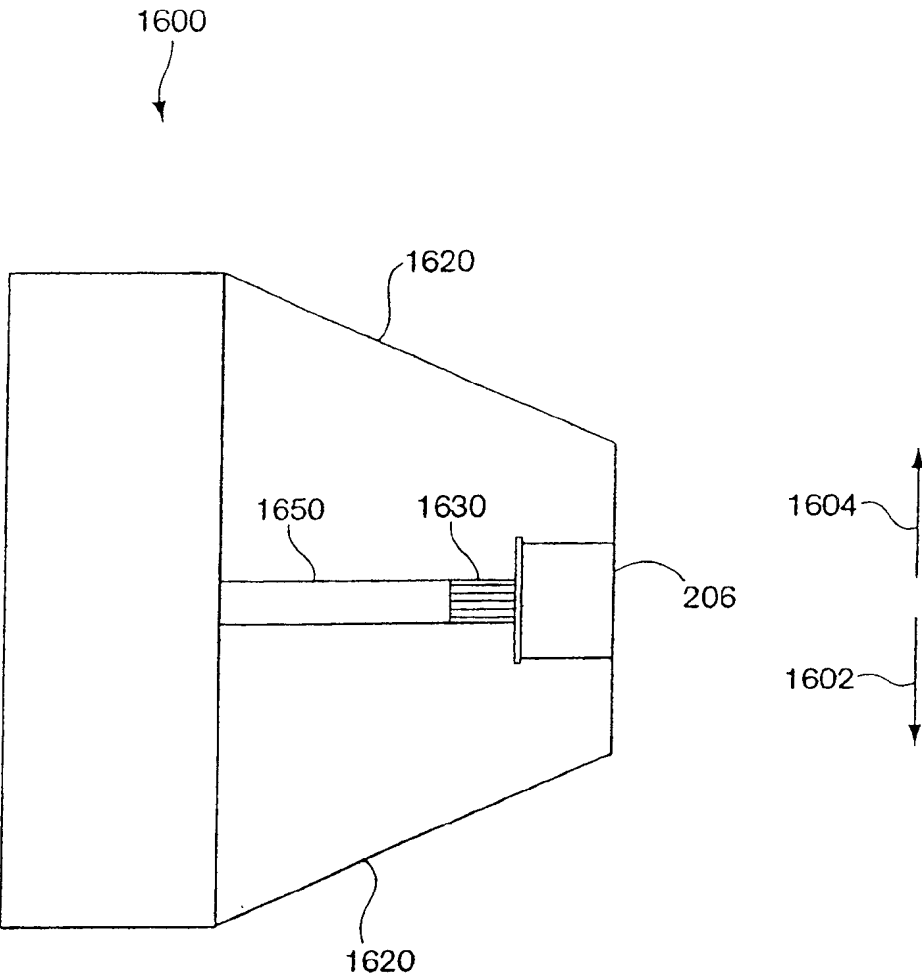


图 16A

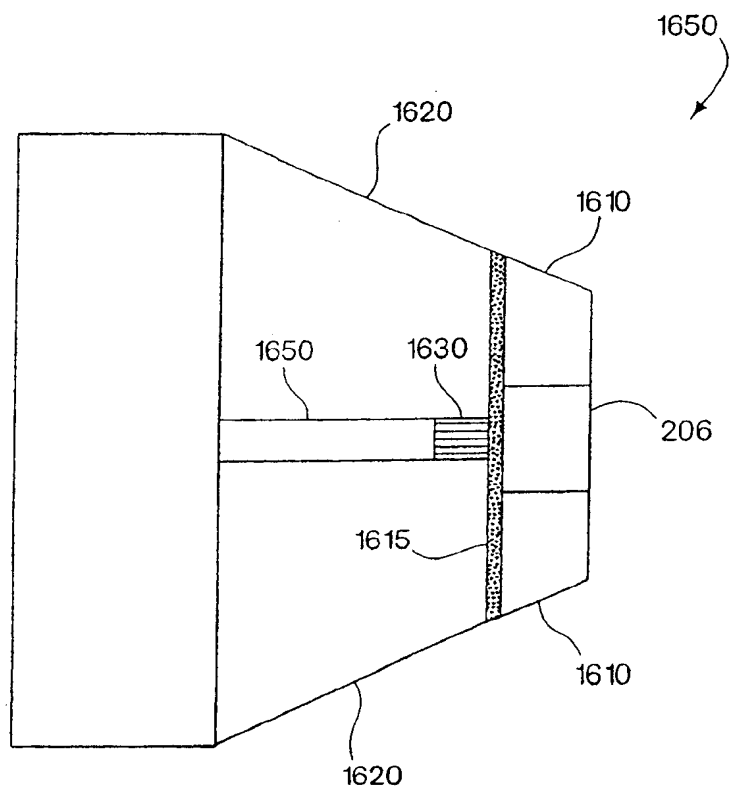


图 16B

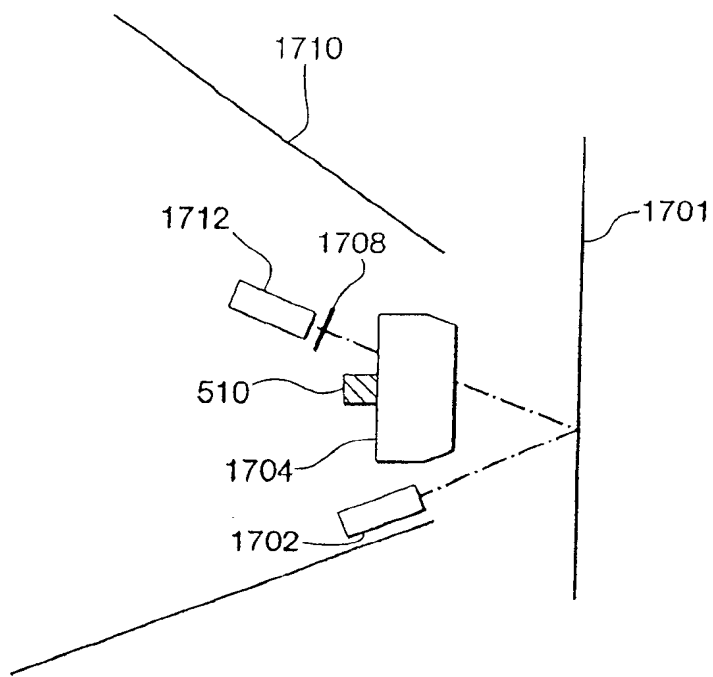


图 17A

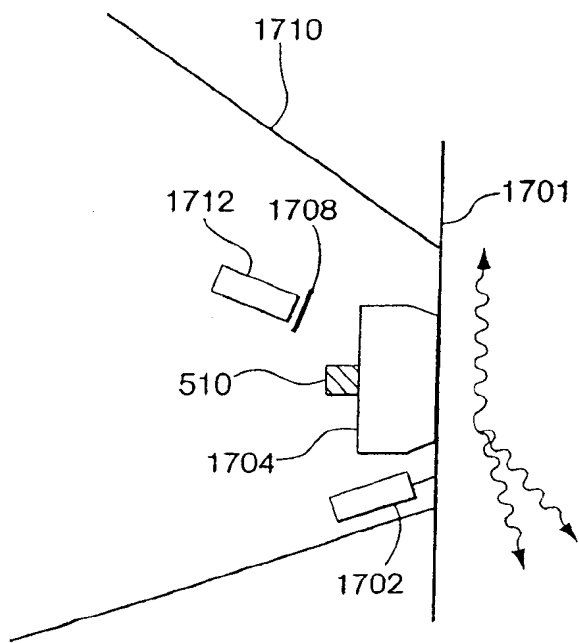


图 17B

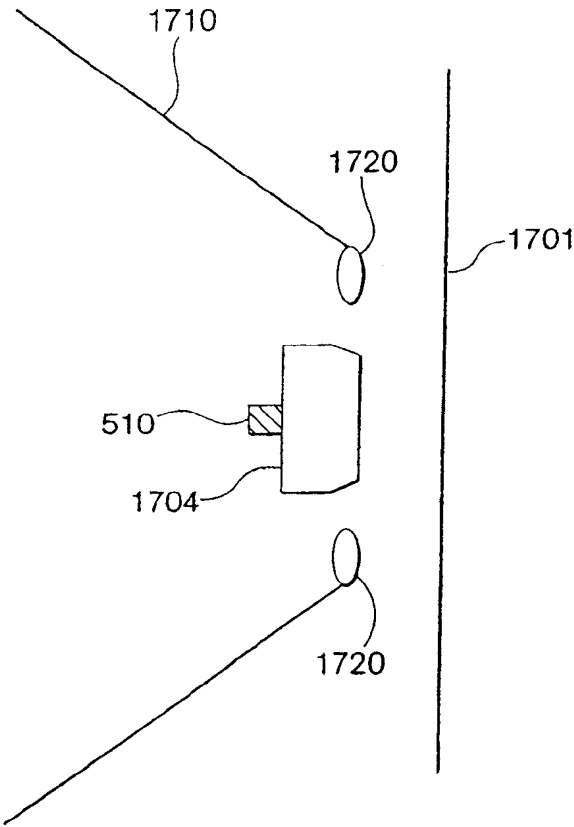


图 17C

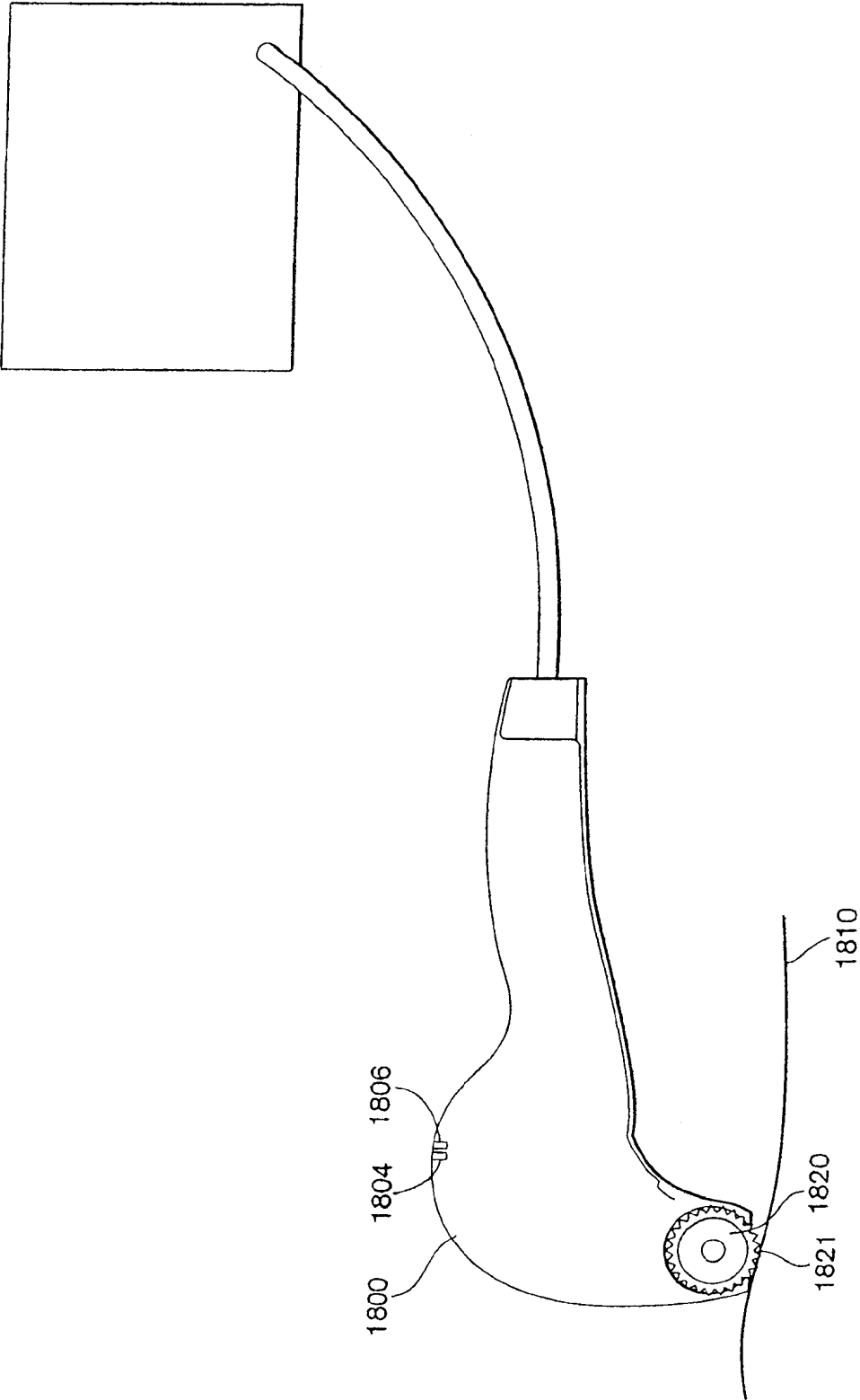


图 18A

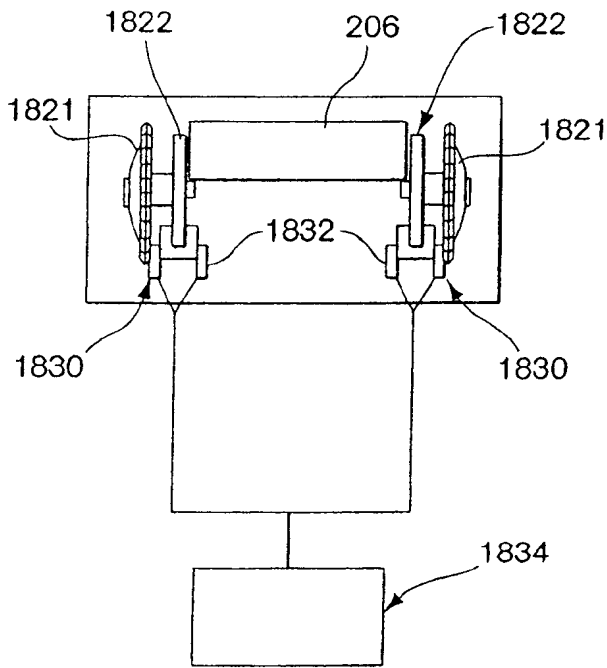


图 18B

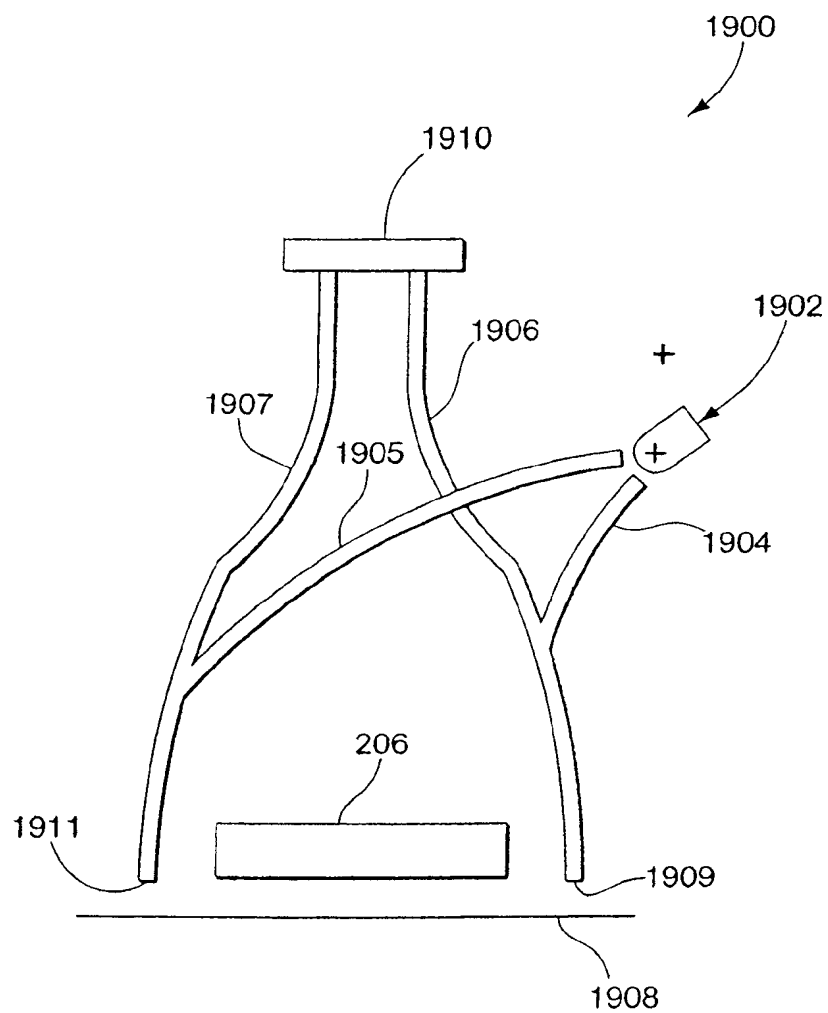


图 19

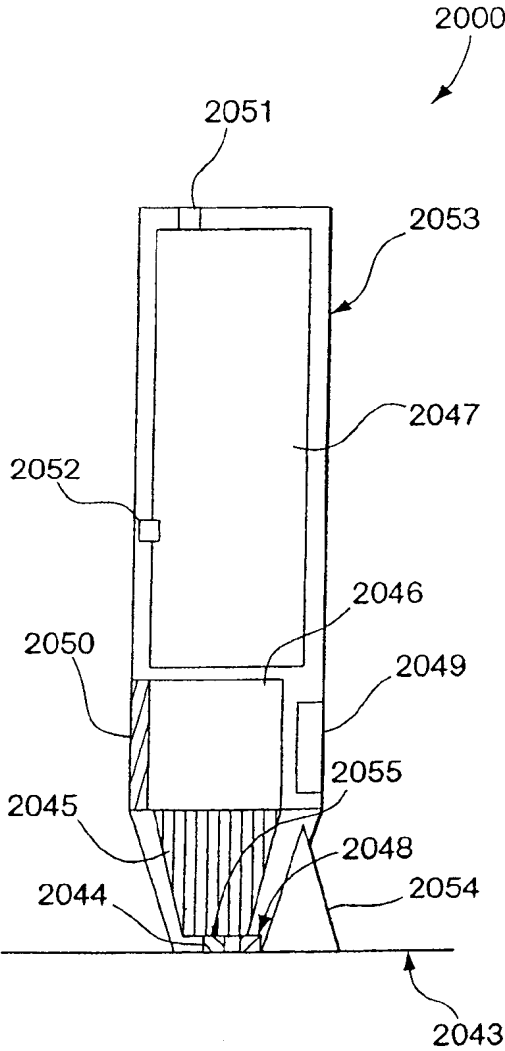


图 20

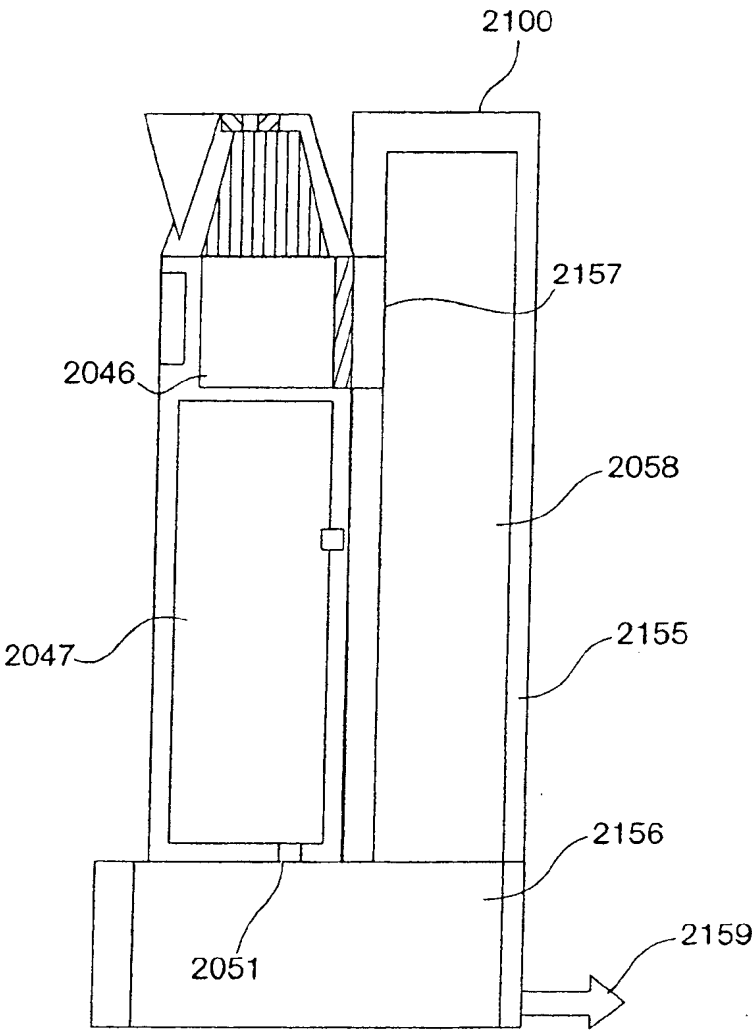


图 21

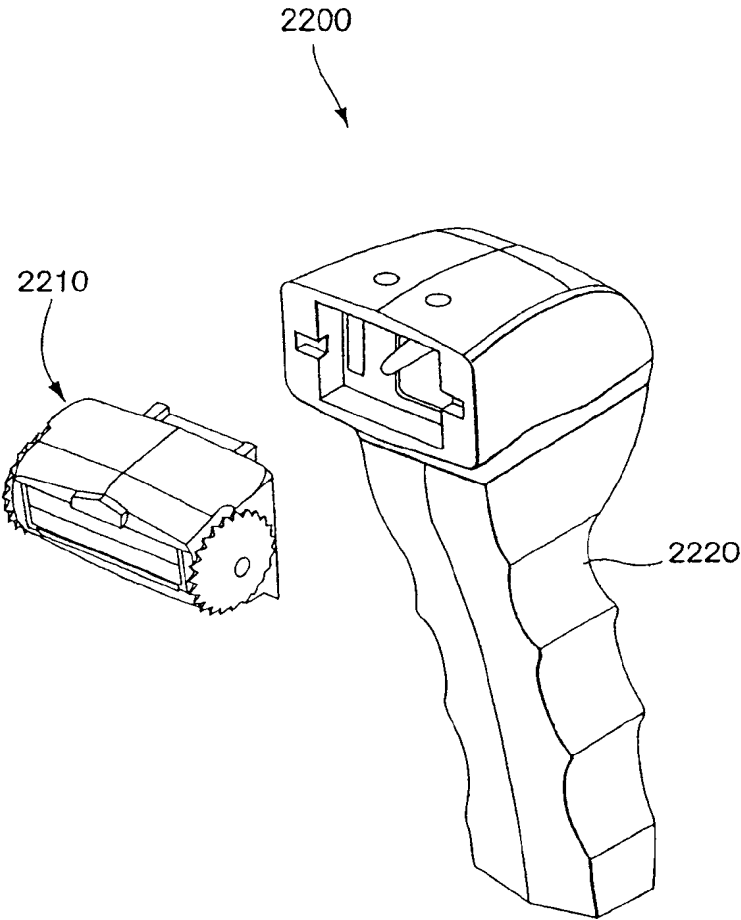


图 22

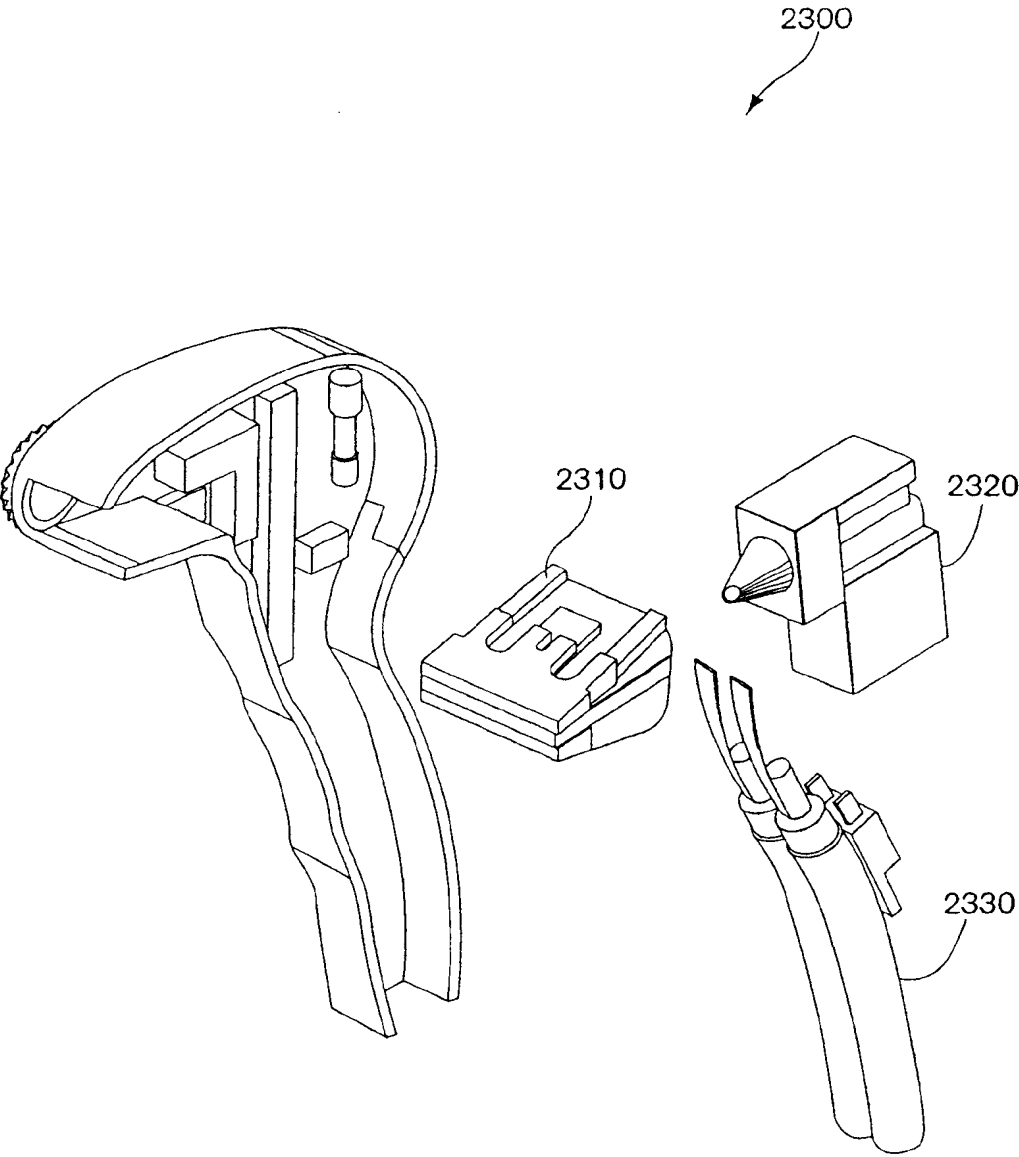


图 23

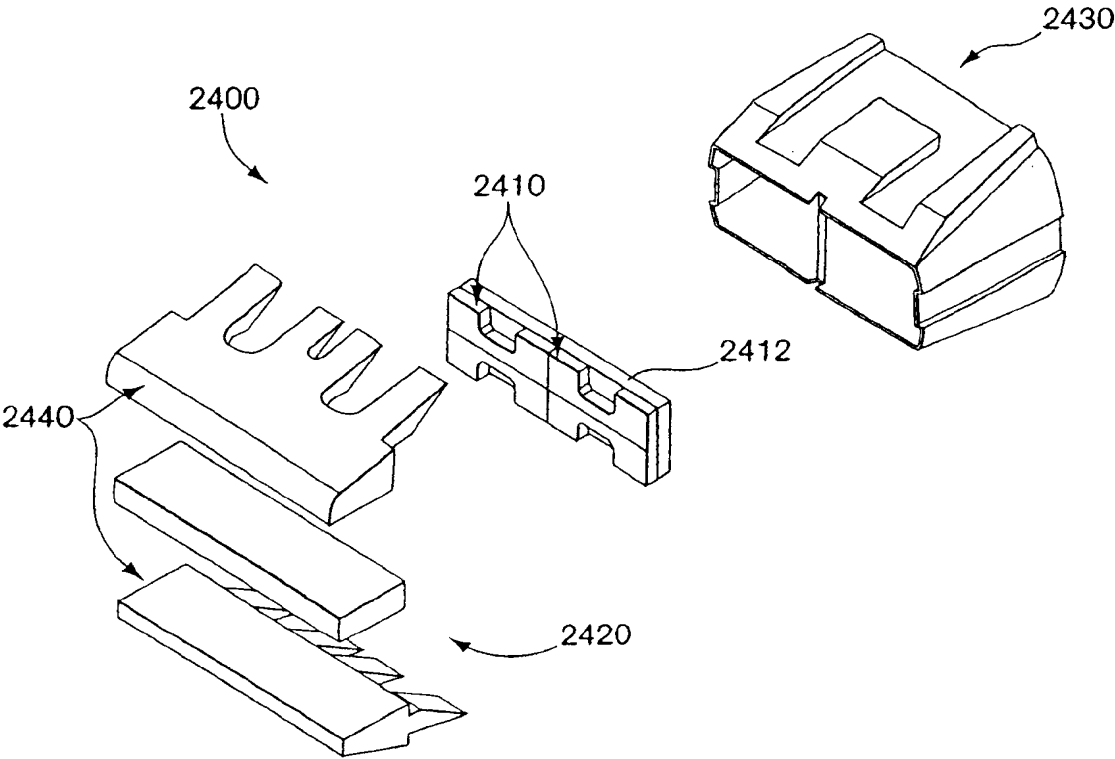


图 24

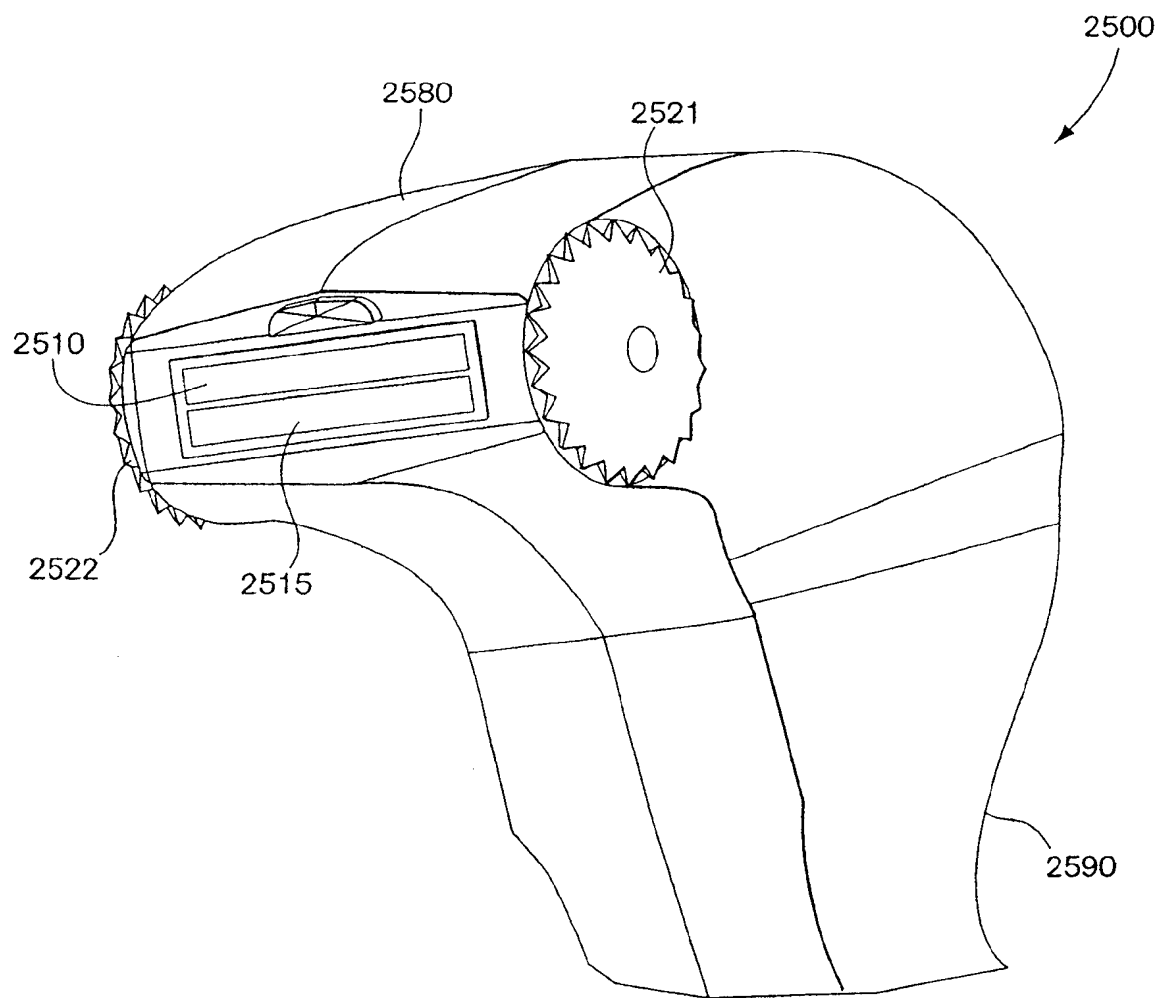


图 25

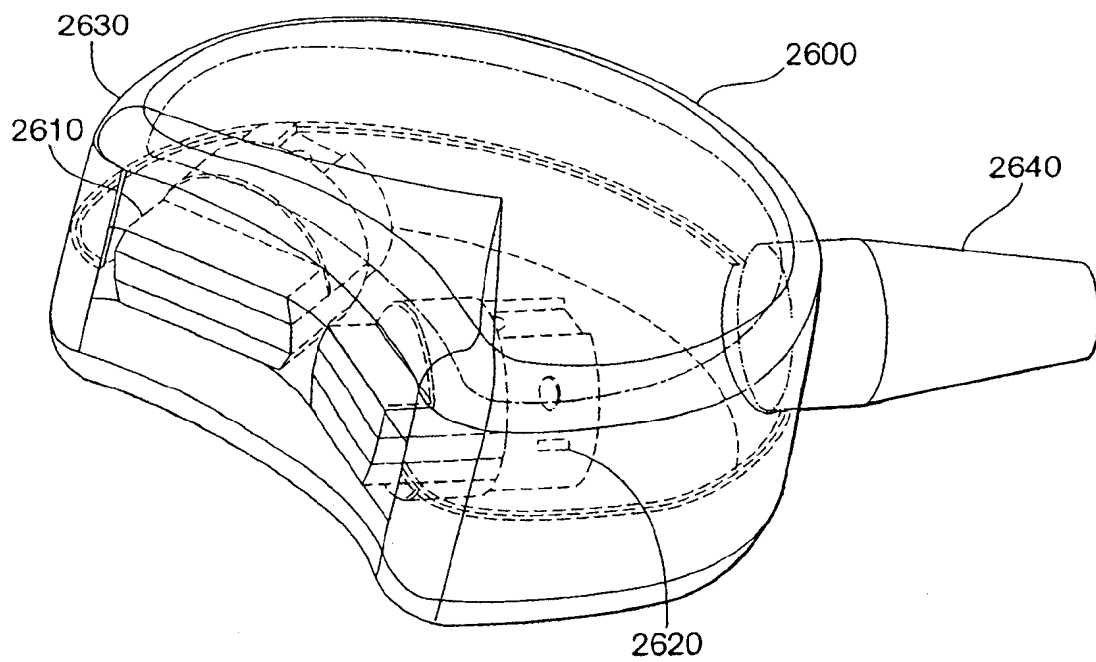


图 26A

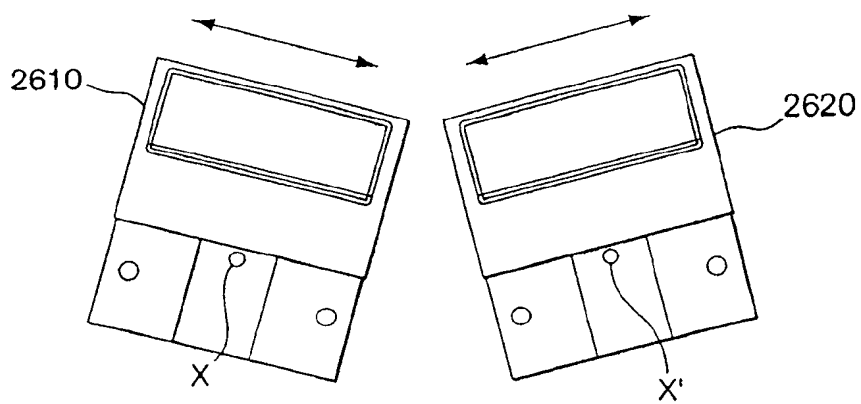


图 26B

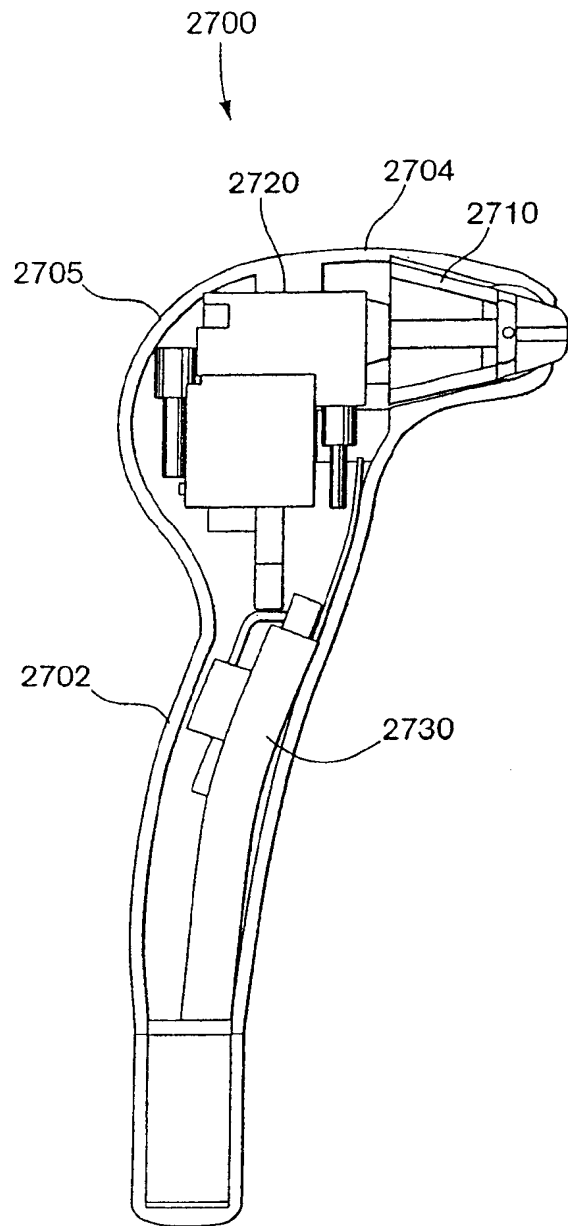


图 27

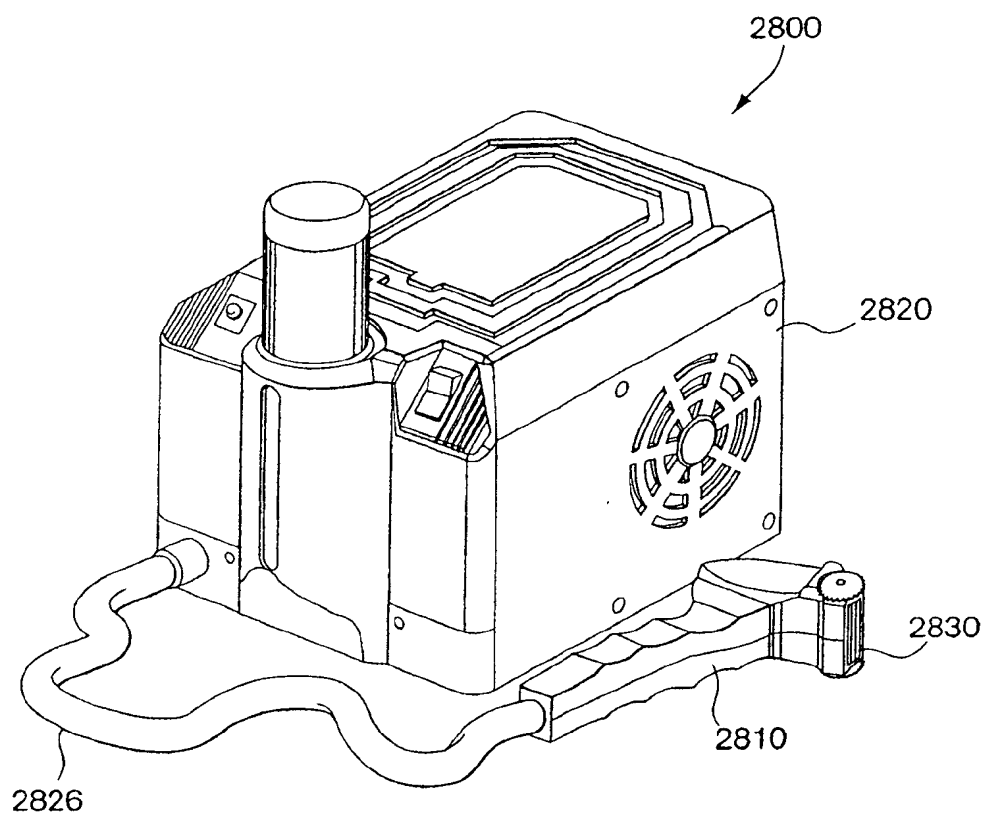


图 28

RADIATION TREATMENT APPARATUS**Publication number:** CN2053926 (U)**Publication date:** 1990-03-07**Inventor(s):** JIESHENG LI [CN]**Applicant(s):** LI JIESHENG [CN]**Classification:****- international:** **A61N5/06; A61N5/06;** (IPC1-7): A61N5/06**- European:****Application number:** CN19892006876U 19890506**Priority number(s):** CN19892006876U 19890506Abstract of **CN 2053926 (U)**

The utility model relates to an improved medical appliance, belonging to a TDP radiation treatment apparatus which is composed of a radiator (1) and a parabolic reflecting mirror (2), wherein, the radiator (1) is positioned at a focal point; as a result, radiation efficiency (comprising electromagnetic waves and 'particles') is enhanced. A frame-shaped base (4) is attached to a human body through a lacing (3) so that the problem of a support structure is conveniently solved. The relative positions of the reflecting mirror (2) and the radiator (1) can be adjusted so that radiation intensity is adjusted. Under the condition of unchanged work characteristics and medical characteristics, the cost of a TDP radiation treatment apparatus can be reduced to around 20 yuan, and power expenditure is tens of watts.

.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide

[19] 中华人民共和国专利局

[11] 公告号 CN 2053926U



(12) 实用新型专利申请说明书

[21] 申请号 89206876.0

[51] Int.CI⁵
A61N 5/06

[43] 公告日 1990年3月7日

[22] 申请日 89.5.6

[71] 申请人 李杰生

地址 四川省重庆市中区民生路 338 号 12-5 信箱

[72] 设计人 李杰生

[39]

说明书页数: 3

附图页数: 2

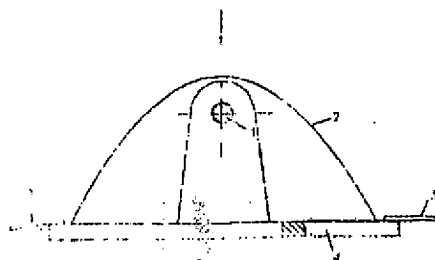
[43]

[54] 实用新型名称 新型辐射治疗器

[57] 摘要

本实用新型涉及一种改进的医疗器械——TDP辐射治疗器, 由位于焦点处的辐射体(1)和抛物面反射镜(2)组成, 能大大提高辐射效率(包括电磁波与“微粒”); 由系带(3)将框形底座(4)缚于人体上, 十分方便地解决了支架问题。反射镜(2)和辐射体(1)的相对位置可调, 从而调节了辐射强度。在工作特性和医疗特性不变的条件下, 可使每台成本下降到二十元左右, 耗电数十瓦。

[39]



(BJ)第1452号

(43)

权 利 要 求 书

1. 一种辐射治疗器，其辐射体表面有TDP涂层，或者是与TDP涂层的成份基本相同的涂层，其特征在于：辐射体〔1〕置于抛物面反射镜〔7〕的焦点位置，辐射体尺寸相对抛物镜相当细小。

2. 一种辐射治疗器，其辐射体表面有TDP涂层，或者是与TDP涂层的成份基本相同的涂层，其特征在于：治疗器上联有系带〔9〕，系带有加长部份。

3. 权利要求1所述的辐射治疗器，其特征在于：以电热瓷芯作为发热元件，其外套以薄钢管，上面涂有TDP涂层；或者将TDP涂层直接涂在瓷芯上面。

4. 权利要求1所述的辐射治疗器，其特征在于：抛物镜〔7〕固定在外壳〔5〕上，外壳〔5〕上有散热孔〔10〕；在抛物镜〔7〕的两头，倾斜放置有两只反射镜〔8〕。

5. 权利要求〔2〕所述的辐射治疗器，其特征在于：有一中空的框形底座〔3〕，在其边沿上两对称位置连接系带〔9〕。系带〔9〕有加长部份。

6. 权利要求4和权利要求5所述的辐射治疗器，其特征在于：在底座〔3〕上面整有四根金属杆〔4〕，金属杆〔4〕插入外壳〔5〕内壁上固定的四只弹簧片〔6〕内。金属杆〔4〕顶端有限位凸起。

7. 权利要求4和权利要求5所述的辐射治疗器，其特征在于：辐

射体〔1〕通过支架〔2〕固定在底座〔3〕上面，当外壳〔5〕与底座〔3〕相对距离最小时，辐射体〔1〕正处于抛物镜〔7〕的焦点位置上。

说明书

新型辐射治疗器

本实用新型涉及一种改进的医疗器械——TDP辐射治疗器或TDP类辐射治疗器。这里说的TDP类，即辐射体涂料成份和工作温度都与TDP基本相同。

TDP辐射治疗器辐射体的工作温度高达数百度。有相当面积的辐射体在这样高的温度下，不能近距离照射人体，一般距离在30cm左右。TDP辐射器的辐照度大致按距离的平方倍衰减。因此人体承受的有效辐射很少。这样，一方面耗能大，能量利用率很低；另一方面需要一个笨重、昂贵的支架。

以上现有技术在中国专利CN85100830A和沈阳军区总医院金石正、张衍平著《对特定电磁波治疗器某些物理特性的研究》（载《特定电磁波研讨会论文选编》7~12页），以及各TDP厂家的使用说明书中均有反映。

本实用新型在结构上作了重大改进，大幅度降低了TDP辐射治疗器的能耗，取消了支架结构。

本实用新型将TDP辐射体的尺寸收缩得很小，使其置于一抛物面反射镜的焦点上，使电磁波成平行束向外辐射。将抛物镜开口扣在需要照射的部位上，并用系带将治疗器缚在机体上。这样一方面

辐射体本身可以保持较高的温度，保证了TDP涂层的辐射性能；另一方面通过抛物镜的反射，辐射能量能够比较均匀、柔和地照向人体，距离可以隔得很近，而且反射镜又将辐射定向射到一个方向，耗散很小。由于辐射体与人体的距离大大缩短，“微粒”辐射作用也大大加强，保证了这一方面的治疗作用。

下面结合附图，进一步介绍其结构。图1是主剖视图，图2是右剖视图，图3是仰视图。本图例中的细管形辐射体〔1〕，由电热瓷芯，在外面套上涂有TDP涂层的薄钢管，或将涂层直接涂在瓷芯外表面而构成。辐射体〔1〕通过支架〔2〕固定在中空的框形底座〔3〕上面。底座〔3〕上面整有四根金属杆〔4〕，金属杆〔4〕顶端有限位凸起。金属杆〔4〕插入外壳〔5〕内壁上固定的四只弹簧片〔6〕内。外壳〔5〕在外力作用下，可沿金属杆〔4〕上下移动，以调节与底座〔3〕的相对距离，而又不会与底座脱离。外壳〔5〕内安装有一个抛物面反射镜〔7〕。在抛物镜〔7〕的两头另外倾斜安装有两只反射镜〔8〕。底座〔3〕两侧对称位置上安有两根彼此可以扣在一起的系带〔9〕，另有备用带可以将系带〔9〕接长，以满足不同部位的需要。用系带〔9〕可将底座〔3〕连同整个治疗器缚在人体需要照射的部位上面。当外壳〔5〕滑动到最低位置时，即它与底座〔3〕的距离最近时，支架〔2〕保证辐射体〔1〕位于抛物镜〔7〕的焦点位置。此时机体受到辐射最强，将外壳〔5〕向上滑动，则辐射体〔1〕离开抛物镜〔7〕

的焦点位置，机体受到的辐射减弱。由此调节辐射强度。外壳〔5〕侧壁上可适当开孔〔10〕以散热。

本实用新型能将一般TDP治疗器的耗电从三百瓦左右降低到数十瓦级，成本降到数十元。预热由十余分钟缩短到一、两分钟，壳体温度也接近人体，使用十分方便。安全，系上治疗器以后，人体仍可自由移动，并可加盖衣物、被盖，有助于患者的保暖和身体隐蔽。

采用20 W左右的电热瓷芯，将TDP材料直接涂在瓷芯表面，能实现最好的技术——经济效果，每台成本仅20元左右。

说明书附图

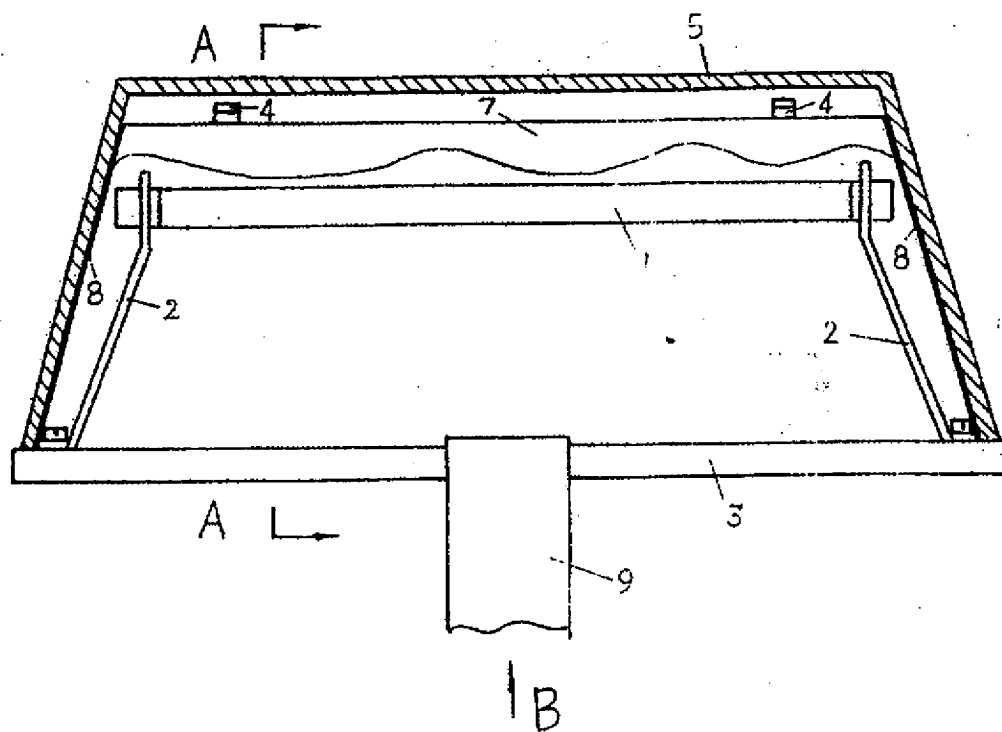


图 1

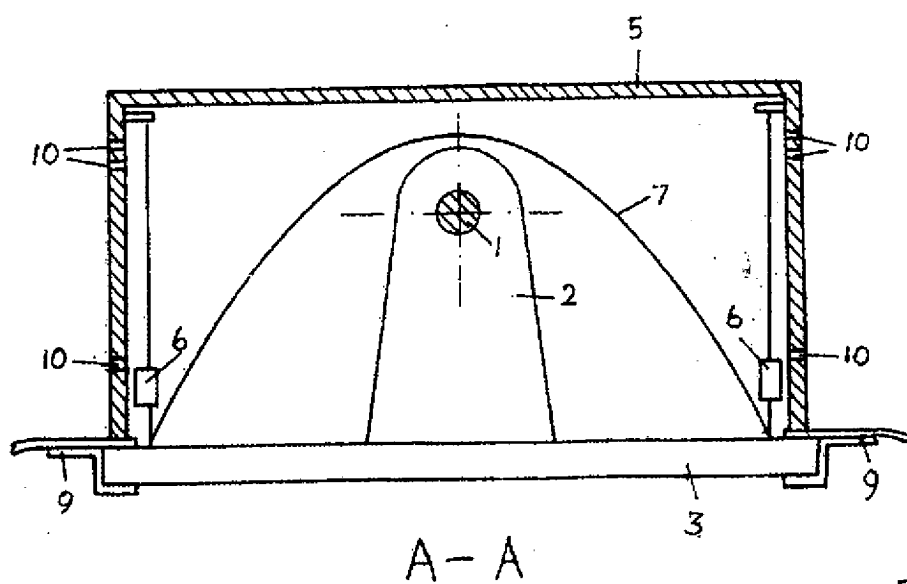


图 2

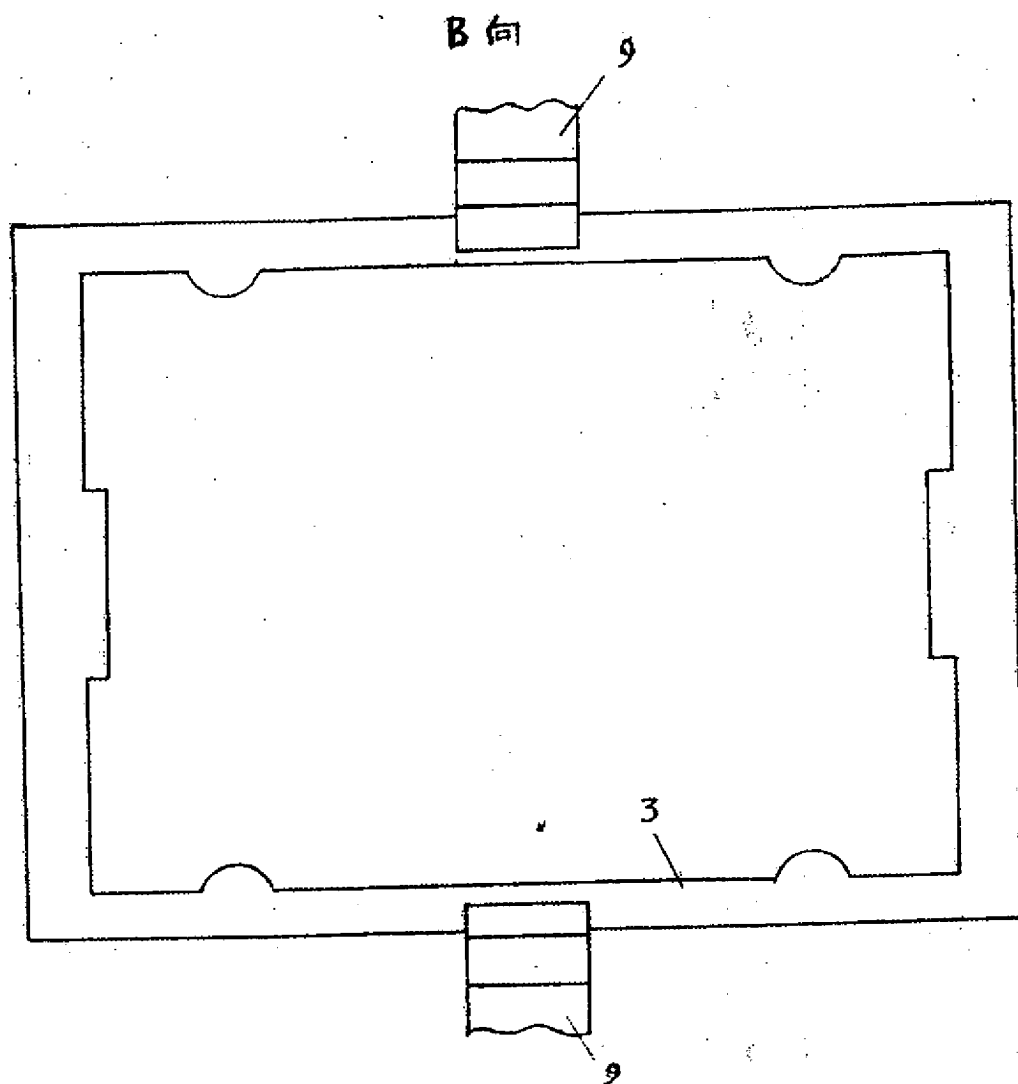


图 3

Irradiating device used for treating acne comprises a radiation source emitting a broad band spectrum in a specified region and operating in the pulse manner

Publication number: DE10112289 (A1)

Publication date: 2002-09-26

Inventor(s): WILKENS JAN HENRICK [DE]

Applicant(s): OPTOMED OPTOMEDICAL SYSTEMS GM [DE]

Classification:

- international: **A61N5/06**; A61B18/18; **A61N5/06**; A61B18/18; (IPC1-7): A61N5/06

- European: A61N5/06C2

Application number: DE20011012289 20010308

Priority number(s): DE20011012289 20010308

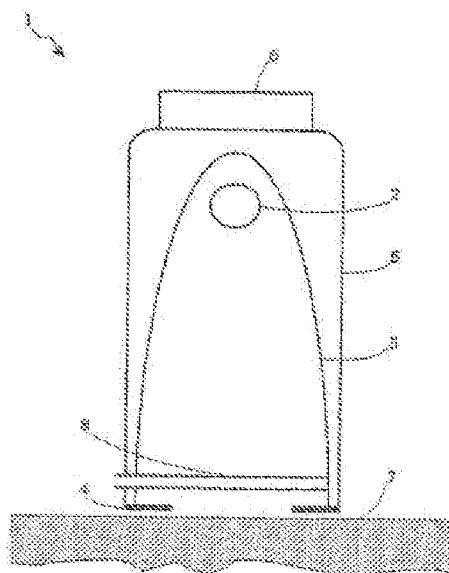
Cited documents:

-  DE19524461 (A1)
-  DE4143168 (A1)
-  DE29613075U (U1)
-  DE9321497U (U1)
-  US6183500 (B1)

[more >>](#)

Abstract of DE 10112289 (A1)

Irradiating device comprises a radiation source (2) emitting a broad band spectrum in the region of 320-670 nm and operating in the pulse manner with an energy of less than 3 J/cm² and a power density of less than 2 W/cm². An Independent claim is also included for a process for the treatment of acne using the above irradiating device. Preferred Features: A luminescent material film (8) is arranged in front of the radiation source and consists of a silicone elastomer doped with inorganic luminescent material particles, e.g. Sr₂P₂O₇ fluorescing in the spectral region of 410-490 nm.



.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 101 12 289 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁷:
A 61 N 5/06

⑳ Aktenzeichen: 101 12 289.6
㉔ Anmeldetag: 8. 3. 2001
㉕ Offenlegungstag: 26. 9. 2002

DE 101 12 289 A 1

㉗ Anmelder:

OptoMed Optomedical Systems GmbH, 12489
Berlin, DE

㉘ Vertreter:

Patentanwälte Effert, Bressel und Kollegen, 12489
Berlin

㉚ Erfinder:

Wilkens, Jan Henrick, Dr., 66424 Homburg, DE

㉞ Entgegenhaltungen:

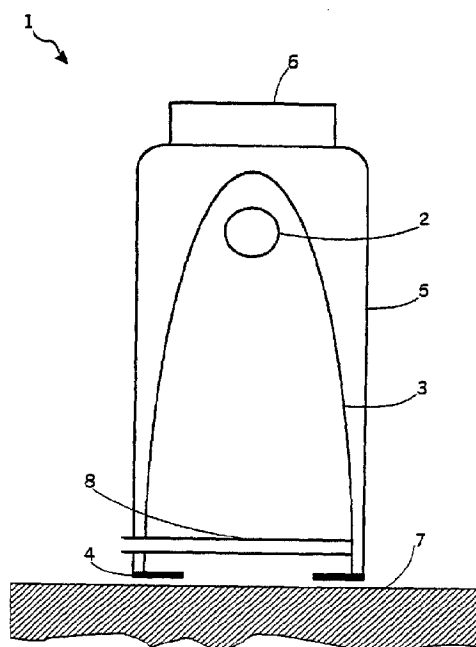
DE	195 24 461 A1
DE	41 43 168 A1
DE	296 13 075 U1
DE	93 21 497 U1
US	61 83 500 B1
EP	07 26 083 A2
EP	05 92 794 A2
WO	00 28 575 A1
WO	00 02 491 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉟ Bestrahlungsanordnung und Verfahren zur Behandlung von Akne

㉟ Die Erfindung betrifft eine Bestrahlungsanordnung (1) und ein Verfahren zur Behandlung von Akne, umfassend mindestens eine Bestrahlungsquelle (2), wobei die Bestrahlungsquelle (2) mindestens ein breitbandiges optisches Spektrum im Bereich von 320 bis mindestens 670 nm emittiert, die Bestrahlungsquelle (2) im Pulsbetrieb betreibbar ist und die Pulsenergie kleiner 3 J/cm^2 und die mittlere Leistungsdichte kleiner 2 W/cm^2 ist.



DE 101 12 289 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft eine Bestrahlungsanordnung und ein Verfahren zur Behandlung von Akne.

[0002] Es ist bekannt, Akne, eine aufgrund von Bakterienwachstum in verstopften Follikeln talgdrüsenreicher Hautbezirke mit Verhornungsstörungen hervorgerufene Hauterkrankung, mit blauem Licht im Bereich von 400–440 nm ohne wesentliche UVA-Anteile zu behandeln, wobei die Erfolge beschränkt blieben. Hierzu sei auf den Fachartikel "V. Sigurdsson et al. Phototherapy of Acne Vulgaris with visible Light, *Dermatologie* **1997; 194**; Bd. 3, 256–260" mit weiteren Literaturhinweisen verwiesen. Angestoßen wurde diese Form der Therapie, daß Aknefollikel im Rahmen der dermatologischen Untersuchung mit einer sogenannten "wood-lamp" rot fluoreszieren. Als Quelle der Fluoreszenz wurde die Speicherung großer Mengen von Porphyrinen im Propionibakterium acne nachgewiesen. (Mc Ginley et al., *Facial follicular porphyrin fluorescence. Correlation with age and density of propionibacterium acnes*, Br. J. Dermatol Vol. 102., Bd. 3, 437–441, 1980). Da Porphyrine ihre Hauptabsorption (Soret-band) um 420 nm haben, war es für Melfert et al. naheliegend, bakterielle Aknefollikel mit blauem Licht zu behandeln. Die langwelligste Absorptionsbande der Porphyrine liegt bei 630 nm mit einer Eindringtiefe von 4 mm, die für eine photodynamische Follikelbehandlung am besten geeignet ist und auch verwendet wird.

[0003] Aus der WO 00/02491 ist eine derartige Bestrahlungsanordnung bekannt, die mindestens ein schmalbandiges Spektrum im Bereich von 405–440 nm umfaßt. Als alternative oder kumulative Spektralbereiche sind die Wellenlängenintervalle von 630–670 nm bzw. 520–550 nm angegeben. Zur weiteren Verbesserung des Wirkungsgrades wird vorgeschlagen, die zu bestrahlende Partie mit Sauerstoff anzureichern, indem mit Sauerstoff angereicherte Emulsionen vor oder während der Bestrahlung auf die zu bestrahlende Fläche aufgetragen werden. Die Bestrahlungsstärke liegt dabei zwischen 10–500 mW/cm².

[0004] Weiter ist aus der WO 00/64537 eine Bestrahlungsanordnung zur Behandlung von Akne bekannt. Dabei wird die zu behandelnde Fläche mit UV-Licht im Bereich von 320–350 nm behandelt. Die dabei eingestrahlte Energie wird mit 1–5 J/cm² angegeben. Bei Verwendung eines Lasers soll dabei die Pulsenergie zwischen 5–25 mJ/cm² liegen, so daß sich bei Pulslängen von 10 ns Bestrahlungsstärken von ca. 2 MW/cm² einstellen. Die bekannte Bestrahlungsanordnung geht dabei von der Erkenntnis aus, daß sonnenähnliche Spektren nicht zur Behandlung von Akne geeignet sind, sondern vielmehr sogar Akneschübe auslösen können.

[0005] Aus der EP 0 565 331 B1 ist eine Vorrichtung zur Behandlung von Gefäßerkrankungen in einem Bereich der Haut bekannt, umfassend ein Gehäuse, mit einer inkohärenten Lichtquelle, montiert in dem Gehäuse und geeignet zum Produzieren von gepulstem Licht für die Behandlung und eine Öffnung in dem Gehäuse, welche einen austretenden Lichtstrahl bestimmt, der auf den Hautbehandlungsbereich gesendet wird, ohne durch ein Kabel aus optischen Fasern zu gehen, und der einen breiteren Strahlungsbereich aufweist als Vorrichtungen mit Kabel aus optischen Fasern, wobei die Vorrichtung ein die niedrigen Frequenzen abschneidendes Filter umfaßt, um die sichtbaren und ultravioletten Teile des Spektrums herauszuschneiden und die inkohärente Lichtquelle einen Ausgangslichtstrahl mit Wellenlängen im Bereich zwischen 300 und 1000 nm produziert. Die Lichtquelle ist elektrisch mit einer Variabel-Impulsbreiten-Erzeugerschaltung verbunden, um einen geregelten Zeitimpuls zu liefern mit einer Breite zwischen 1 und 10 ms, wobei der

austretende Lichtstrahl auf der Haut eine Energiedichte zwischen 30 und 100 J/cm² erzeugt, so daß der hinaustretende Lichtstrahl nach Durchgang durch das obengenannte, die niedrigen Frequenzen abschneidende Filter in die Haut so tief wie gewünscht eindringen kann, ohne die Haut zu verbrennen, um ein unter der Haut und innerhalb des Hautbehandlungsbereiches liegendes Blutgefäß zu erwärmen und im Blutgefäß Blutkoagulation zu verursachen. Die dort beschriebene Blutkoagulation ist bei der Behandlung von Akne zu vermeiden, so daß die dort beschriebene Vorrichtung zur Behandlung von Akne oder anderer oberflächlicher Hauterkrankungen ungeeignet ist.

[0006] Die bekannten Bestrahlungsanordnungen zur Behandlung von Akne sind jeweils technisch sehr aufwendig und damit kostenintensiv, insbesondere wenn in den ausgewählten Spektralbereichen die hohen Energiedichten gefordert werden.

[0007] Der Erfindung liegt daher das technische Problem zugrunde, eine Bestrahlungsanordnung und ein Verfahren zur Behandlung von Akne zu schaffen, die kostengünstig realisierbar sind und einen hohen Wirkungsgrad aufweisen.

[0008] Die Lösung des technischen Problems ergibt sich durch die Gegenstände mit den Merkmalen der Patentansprüche 1, 12 und 13. Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

[0009] Hierzu ist die Bestrahlungsquelle als breitbandige Bestrahlungsquelle mit einem Wellenlängenbereich von mindestens 320 bis mindestens 670 nm ausgebildet, die im Pulsbetrieb betreibbar ist, wobei die Pulsenergie kleiner 3 J/cm² und die mittlere Leistung kleiner als 2 W/cm² beträgt. Unter mindestens 320 nm bedeutet dabei, daß die Bestrahlungsquelle durchaus auch kleinere Wellenlängen erzeugen kann, diese aber nicht auf die zu behandelnde Fläche weitergeleitet werden, sondern vorher unterdrückt werden. Erfindungsgemäß wird ausgenutzt, daß entgegen Ausführungen in der Literatur, durch den Pulsbetrieb die Bildung von Singulett-Sauerstoff um Größenordnungen gegenüber CW-Betrieb bei gleicher Energie erhöht wird. Da entgegen den Ausführungen in der WO 00/64537 auch sichtbare Spektralbereiche Behandlungswirksam sind, kann auf preiswerte breitbandige Bestrahlungsquellen zurückgegriffen werden, so daß kostenintensive Laser oder Filtermaßnahmen entbehrlich sind. Die Ursache für die Akneschübe mit solarähnlichen Strahlungsquellen liegt nämlich vermutlich nicht im sichtbaren Anteil, sondern in dem UVB-Anteil bis 320 nm, auf den erfindungsgemäß auch nicht zurückgegriffen wird. Ein weiterer Vorteil gegenüber der WO 00/02491 ist, daß eine größere Leistung bzw. Energie des blauen Spektralteils zum Follikel gelangt. Da die Follikel relativ tief unter der Haut sitzen, erreicht normalerweise nur ein Bruchteil des blauen Spektralbereichs zwischen 400–500 nm die Follikel, so daß Bestrahlungsanordnungen mit einem reinen Blauspektrum mit relativ hoher Leistung arbeiten müssen. Dies liegt zum einen an der gerigen Eindringtiefe des blauen Spektralanteils und zum anderen vermutlich an Schwelldosen aufgrund von körpereigenen Antioxidantien. Hierin ist auch eine mögliche Erklärung für die bescheidenen Ergebnisse von Sigurdsson zu sehen, wo nur mit geringen Leistungen unterhalb oder im Bereich dieser Schwellwerte gearbeitet wurde. Die beschriebene Wirkung für die Aknebehandlung in der WO 00/022491 liegt wahrscheinlich in einer oberflächlichen Bakterienabtötung durch den Blauanteil, wohingegen die Follikel im Wesentlichen nur durch die grünen bzw. roten Spektralbereiche von 520–550 nm bzw. 630–670 nm erreicht werden. Durch den Pulsbetrieb wird hingegen bei gleicher cw-Leistung temporär mit extrem höheren Leistungen gegenüber cw-Betrieb bestrahlt, so daß ein konstanter off-set aufgrund von Schwellwerten we-

niger stark ins Gewicht fällt. Somit erreicht effektiv mehr blaues Licht das Follikel und kann zur Bildung von Singulett-Sauerstoff beitragen.

[0010] Vorzugsweise liegen die effektiven Pulsängen zwischen 10 μ s und 10 ms besonders bevorzugt zwischen 100 μ s und 1 ms, wobei die Pulsein- und auszeiten unsymmetrisch sind. Unter effektiver Pulsänge wird dabei die Zeit verstanden, die zwischen Erreichen von 50% der maximalen Leistung bis zum Abfall auf 50% der maximalen Leistung liegt. Die im Verhältnis zur effektiven Pulsänge längeren Pulsauszeiten dienen dabei insbesondere der Nachdiffusion von Sauerstoff. Das Verhältnis liegt dabei vorzugsweise zwischen 10 und 100.

[0011] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform liegt die Frequenz, mit der die Bestrahlungsquelle gepulst wird, zwischen 0,1–1000 Hz, weiter bevorzugt zwischen 0,5–50 Hz und noch bevorzugter zwischen 1–10 Hz, wobei bei höheren Frequenzen niedrigere effektive Pulsängen und kleinere Pulsennergien verwendet werden.

[0012] Die Erzeugung längerer effektiver Pulsängen ist mit den bekannten Blitzlampen kaum oder garnicht realisierbar. Dies kann jedoch zur selektiven Anwärmung des Talgfollikelbereiches und des Haarschafts vorteilhaft sein, um eine Verflüssigung der obstruierenden Talgkonkremente und eine induzierte Störung der Talgproduktion zu erreichen. Ein weiterer positiver Effekt könnte eine Verminderung der Verhornung bzw. Abschilferung von Epithelzellen im Haarschaftsbereich sein. Derartige längere Pulsängen lassen sich jedoch in ihrer thermokinetischen Wirkung durch eine gezielte Ablaufsteuerung simulieren. Hierzu werden beispielsweise 100 Pulse mit einer effektiven Pulsänge von 100 μ s und einer Pulsauszeit von 900 μ s eingestrahlt, wobei anschließend für 10–1000 ms keine Pulse folgen. Anschließend werden dann wieder 100 Pulse eingestrahlt. Die hierbei verwendeten effektiven Pulsängen liegen zwischen 50–300 μ s.

[0013] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist die Bestrahlungsquelle als Xe-Blitzlampe ausgebildet. Diese handelsüblichen Xe-Blitzlampen sind sehr preiswert und emittieren ausreichend im gewünschten Spektralbereich zwischen 320–670 nm. Hierzu wird beispielsweise auf die US 4.167.669 oder die EP 0 565 331 verwiesen, wobei die dort beschriebenen Pulsennergien für die erfindungsgemäße Lehre jedoch zu groß sind. Xe-Blitzlampen sind je nach Belastung mehr oder weniger vom Spektrum mit einem Schwarzen Körper vergleichbar. Daher emittieren Xe-Blitzlampen typischerweise von 200–2000 nm. Aufgrund der Zelltoxizität der Wellenlängen zwischen 200–320 nm muß dieser Wellenlängenbereich durch entsprechende Filtermaßnahmen unterdrückt werden.

[0014] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Bestrahlungsquelle eine Einrichtung zur Unterdrückung der Spektralanteile von 320–400 nm und/oder zur Transformierung der UV-Anteile in den sichtbaren Bereich zugeordnet. Hiermit wird dem Umstand Rechnung getragen, daß die möglichen Nebenwirkungen von UVA-Anteilen auf die Zelle gänzlich vermieden werden, ohne daß sich dies in einer spürbaren Reduzierung der Wirksamkeit der Bestrahlungsanordnung niederschlägt. Werden die UVA-Anteile herausgefiltert, so können preiswerte handelsübliche UVA-Filter zur Anwendung kommen. Vorzugsweise werden jedoch die UV-Anteile mittels geeigneter Leuchtstoffe in den sichtbaren Spektralbereich transformiert. Dabei haben sich besonders aus Silikonelastomeren bestehende Folien mit anorganischen Leuchtstoffen bewährt. Aufgrund der hohen Absorption der Porphyrine um 420 nm werden bevorzugt blau emittierende Leuchtstoffe verwendet, die gegebenenfalls mit grünen im Bereich von 520–550 nm und/oder roten

im Bereich 630–670 nm kombiniert werden können.

[0015] Die Effizienz der Bestrahlungsanordnung kann weiter durch eine Erhöhung der Sauerstoffkonzentration erhöht werden. Neben den in der WO 00/02491 beschriebenen Maßnahmen kann dies auch sehr einfach durch eine inspiratorische Sauerstoffzufuhr über eine Sauerstoffmaske erreicht werden.

[0016] Aufgrund der eingestrahnten Pulsenergien kommt es zu einer spürbaren Erhöhung der Hauttemperatur, so daß vorzugsweise eine Kühleinrichtung für die zu bestrahlende Fläche vorgesehen ist. Diese kann im einfachsten Fall als Luftkühlung ausgebildet sein. Ebenso kann der Bestrahlungsquelle eine Kühleinrichtung zugeordnet sein, die beispielsweise als Luftkühlung oder eine andere thermische Ableitmaßnahme wie Kühlbleche ausgebildet ist.

[0017] Zur Erhöhung der abgestrahlten Leistung in Richtung der zu behandelnden Fläche wird die Strahlungsquelle vorzugsweise mit einem Reflektor ausgebildet. Ein bevorzugter Reflektortyp ist ein Paraboloid-Reflektor, wobei die Bestrahlungsquelle in einem Brennpunkt des Paraboloids angeordnet wird. Prinzipiell sind jedoch auch kugelschalenförmige oder ähnlich geformt Reflektoren verwendbar.

[0018] Die Bestrahlungsfläche für ein mobiles Gerät liegt vorzugsweise im Bereich von 1–200 cm², da bei flächiger Bestrahlung die Eindringtiefe im Vergleich zu punktförmigen Bestrahlungsquellen zunimmt, was hier zum Erreichen der tiefer liegenden Follikel vorteilhaft ist. Die mobile Ausführungsform erlaubt die sequentielle Bestrahlung verschiedener einzelner Akneherde, die in der Regel im Gesichtsbereich, im Halsbereich sowie im oberen Bereich des Rückens und des Brustkorbes auftreten.

[0019] Alternativ sind auch Ausführungsformen möglich, bei denen simultan größere Flächen bestrahlt werden. Eine mögliche Ausführungsform besteht darin, eine Vielzahl kleiner Blitzlampen, beispielsweise 30–60 kleine Xe-Blitzlampen in ein Gewebe einzunähen. Das besteht dabei beispielsweise aus PTFE oder einem PTFE-Derivat. Ein derartiges Gewebe kann durch direkte Metallbedampfung hochreflektiv beschichtet werden, wobei die erwünschte Luftdurchlässigkeit bei gleichzeitiger Abweisung von Wasser erhalten bleibt. Bei Verwendung einer Vielzahl von kleinen Strahlungsquellen in räumlicher Nähe zum Bestrahlungsbereich kann auf die Verwendung eines abbildenden Reflektors verzichtet werden. Mit Hilfe von weichen, strahlungstransparenten Abstandshaltern wie beispielsweise Silikonelastomeren ist eine Kühlung und Hinterlüftung der Filter, Leuchtstofffolien sowie der bestrahlten Hautflächen einfach über handelsübliche Lüfter wie beispielsweise CPU-Lüfter möglich.

[0020] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines bevorzugten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Die Figur zeigen:

[0021] Fig. 1 einen Querschnitt durch eine Bestrahlungsanordnung,

[0022] Fig. 2 ein Spektrum der Bestrahlungsquelle mit und ohne Leuchtstoffolie und

[0023] Fig. 3 eine Haut-Querschnittsdarstellung mit Aknefollikel.

[0024] Die Bestrahlungsanordnung 1 umfaßt eine breitbandige Bestrahlungsquelle 2, die vorzugsweise als Xe-Blitzlampe ausgebildet ist. Die Bestrahlungsquelle 2 ist in einem Brennpunkt eines Paraboloid-Reflektors 3 angeordnet, der an der dem Brennpunkt abgewandten Seite offen ist. Die Austrittsfläche am offenen Ende des Paraboloidreflektors 3 wird durch eine vorzugsweise verstellbare Blende 4 definiert. Durch die verstellbare Blende 4 kann somit die Größe der zu bestrahlenden Fläche angepaßt werden. Die Bestrahlungsquelle 2 und der Paraboloid-Reflektor 3 sind in

einem Gehäuse 5 angeordnet. Das Gehäuse 5 ist vorzugsweise mit einem Handstück 6 ausgebildet, mittels dessen die Bestrahlungsanordnung 1 einfach auf eine zu behandelnde Fläche 7 aufsetzbar ist. Zwischen der Bestrahlungsquelle 2 und der zu behandelnden Fläche 7 ist eine Leuchtstofffolie 8 angeordnet, die mit Leuchtstoffpartikeln dotiert ist. Die Leuchtstofffolie 8 kann auch unmittelbar im Bereich der Bestrahlungsquelle 2 oder aber über die Blende 4 gespannt sein. Vorzugsweise ist die Leuchtstofffolie 8 derart angeordnet, daß diese leicht auswechselbar ist. Dies vereinfacht den notwendigen Austausch aufgrund von Alterungsprozessen, aber auch den flexiblen Einsatz von Leuchtstofffolien mit unterschiedlichen Leuchtstoffpartikeln. Des weiteren kann bei äußerer Anordnung der Leuchtstofffolie 8 diese leicht desinfiziert werden. Die elektrischen Anschlüsse und die Schaltung zur Erzeugung der variablen Pulsbreiten ist hier aus Übersichtsgründen nicht dargestellt.

[0025] In der Fig. 2 ist ein Spektrum einer verwendeten Xe-Blitzlampe mit und ohne Leuchtstofffolie dargestellt. Das Spektrum mit Leuchtstofffolie ist dabei gestrichelt dargestellt. Bei der Leuchtstofffolie handelt es sich um ein Silikonelastomer, das mit anorganischen Leuchtstoffen dotiert ist, die im blauen Spektralbereich von 400–450 nm bevorzugt emittieren. Die Leuchtstofffolie schneidet dabei den UV-Bereich zwischen 280–400 nm nahezu ab und transformiert diesen in den sichtbaren blauen Bereich von 400–450 nm.

[0026] Die Xe-Blitzlampe wird mit einer Frequenz zwischen 0,1–1000 Hz getaktet, wobei jedoch die effektiven Pulslängen nur zwischen 10 µs und 10 ms liegen. Die optischen Pulsenergien betragen dabei zwischen 1–3 J/cm².

[0027] Die Aknebehandlung erfolgt dabei über mehrere Tage bzw. Wochen, wobei die tägliche Behandlungsdauer zwischen 1 und 20 Minuten, vorzugsweise zwischen 2–5 Minuten liegt.

[0028] In der Fig. 3 ist ein Querschnitt durch die Haut im Bereich eines Haares 9 dargestellt. Das Haar 9 ist über einen verengten Ausführungsgang 10 mit einem mit Talg überfüllten und entzündeten Haarschaftsbereich 11 mit einer vergrößerten und entzündeten Talgdrüse 12 verbunden. Bei einem cw-Betrieb mit blauem Licht wird aufgrund der geringen Eindringtiefe (1/e) des blauen Lichtes sowie der Überwindung körpereigener Schwellwerte für blaues Licht bereits der überwiegende Anteil in der oberen Hautschicht oberhalb des Haarschaftsbereiches absorbiert, was schematisch durch den kurzen Pfeil 13 dargestellt ist. Beim Pulsbetrieb hingegen ist bei gleicher mittlerer Leistungsdichte die Leistungsdichte während des Pulses entsprechend dem Verhältnis der effektiven Pulslänge zur Frequenz wesentlich größer, so daß die konstante Abschwächung aufgrund der körpereigenen Schwellwerte geringer ins Gewicht fällt. Da somit die zur Verfügung stehende effektive Leistung größer ist, erreicht auch ein größerer absoluter Anteil des blauen Lichtes die tieferliegenden Haarschaftsbereiche 11 bzw. die Talgdrüse 12 und können dort zur lokalen Erzeugung von Singulett-Sauerstoff beitragen, was durch den längeren Pfeil 14 dargestellt ist.

Patentansprüche

1. Bestrahlungsanordnung zur Behandlung von Akne, umfassend mindestens eine Bestrahlungsquelle, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Bestrahlungsquelle (2) ein breitbandiges optisches Spektrum im Bereich von mindestens 320 bis mindestens 670 nm emittiert, die Bestrahlungsquelle (2) im Pulsbetrieb betreibbar ist und die Pulsenergie kleiner 3 J/cm² und die gemittelte Leistungsdichte kleiner als 2 W/cm² ist.
2. Bestrahlungsanordnung nach Anspruch 1, dadurch

gekennzeichnet, daß die effektive Pulslänge zwischen 10 µs–10 ms liegt.

3. Bestrahlungsanordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestrahlungsquelle (2) mit einer Frequenz von 0,1–1000 Hz getaktet ist.

4. Bestrahlungsanordnung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestrahlungsquelle (2) als Xe-Blitzlampe ausgebildet ist.

5. Bestrahlungsanordnung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Bestrahlungsquelle (2) eine Einrichtung zur Unterdrückung der Spektralanteile von 320–400 nm und/oder zur Transformierung der UV-Anteile in den sichtbaren Bereich zugeordnet ist.

6. Bestrahlungsanordnung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß vor der Bestrahlungsquelle (2) eine Leuchtstofffolie (8) angeordnet ist.

7. Bestrahlungsanordnung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Leuchtstofffolie (8) aus einem Silikonelastomer besteht und mit anorganischen Leuchtstoffpartikeln dotiert ist.

8. Bestrahlungsanordnung nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Leuchtstofffolie (8) mit mindestens einem der nachfolgenden Leuchtstoffpartikeln, fluoreszierend in den Spektralbereichen 410–490 nm

[Sr₂P₂O₇:Eu, Sr₅(PO₄)₃Cl:Eu, BaMg₂Al₁₆O₂₇:Eu, CaWO₄:Pb; (Sr, Ca, Ba)₅(PO₄)₃Cl:Eu; Sr₂P₂O₇:Sn; (Ba, Ca)₅(PO₄)₃Cl:Eu]

und/oder 510–560 nm

[ZnSiO₄:Mn; MgAl₁₁O₁₉:Ce, Tb, Mn; YBO₃:Tb; LaPO₄:Ce, Tb]

und/oder 610–670 nm

[Y₂O₃:Eu; Y(P,V)O₄:Eu; CaSiO₃:Pb, Mn; (Sr, Mg)₃(PO₄)₂:Sn; 3.5MgO · 0.5MgF₂ · GeO₂:Mn] dotiert ist.

9. Bestrahlungsanordnung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Bestrahlungsanordnung (1) Mittel zur topischen und/oder inspiratorischen Sauerstoffzufuhr zugeordnet sind.

10. Bestrahlungsanordnung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Bestrahlungsanordnung (1) eine Einrichtung zur Kühlung einer zu bestrahlenden Fläche (7) zugeordnet ist.

11. Bestrahlungsanordnung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung als Luftkühlung ausgebildet ist.

12. Verfahren zur Behandlung von Akne mittels einer pulsablen, breitbandigen optischen Bestrahlungsquelle (2), die Pulse mit Pulsenergien kleiner 3 J/cm² in einem Wellenlängenintervall von 320 bis mindestens 670 nm erzeugt, wobei die mittlere Leistungsdichte kleiner als 2 W/cm² ist, umfassend folgende Verfahrensschritte:

a) Bestrahlen der Akne mit effektiven Pulslängen zwischen 10 µs–10 ms bei Pulsfrequenzen zwischen 0,1–1000 Hz mindestens 1–20 Minuten lang und

b) mindestens eine Wiederholung des Verfahrensschrittes a) nach mindestens 24 Stunden.

13. Verfahren zur Behandlung von Akne mittels einer pulsablen, breitbandigen optischen Bestrahlungsquelle, die Pulse mit Pulsenergien kleiner 3 J/cm² in einem Wellenlängenintervall von 400 bis mindestens 670 nm erzeugt, wobei die mittlere Leistungsdichte kleiner als 2 W/cm² ist, umfassend folgende Verfahrensschritte:

a) Bestrahlen der Akne mit effektiven Pulsfängen zwischen 10 μ s–10 ms bei Pulsfrequenzen zwischen 0,1–1000 Hz mindestens 1–20 Minuten lang und

b) mindestens eine Wiederholung des Verfahrensschrittes a) nach mindestens 24 Stunden.

14. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß vor und/oder während der Bestrahlung die Sauerstoffkonzentration im Bereich der Akne durch topische und/oder inspirative Sauerstoffzufuhr erhöht wird.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

Fig. 1

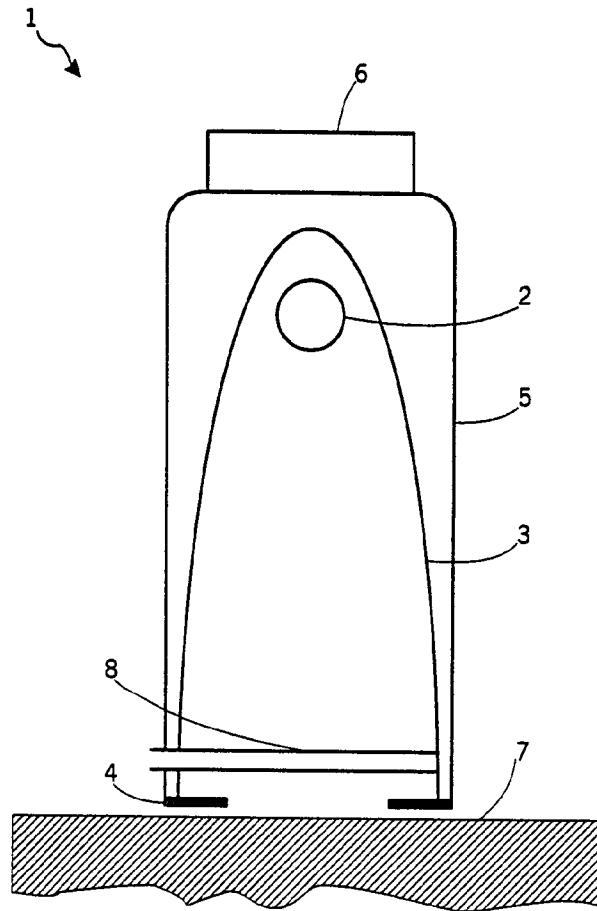


Fig. 2

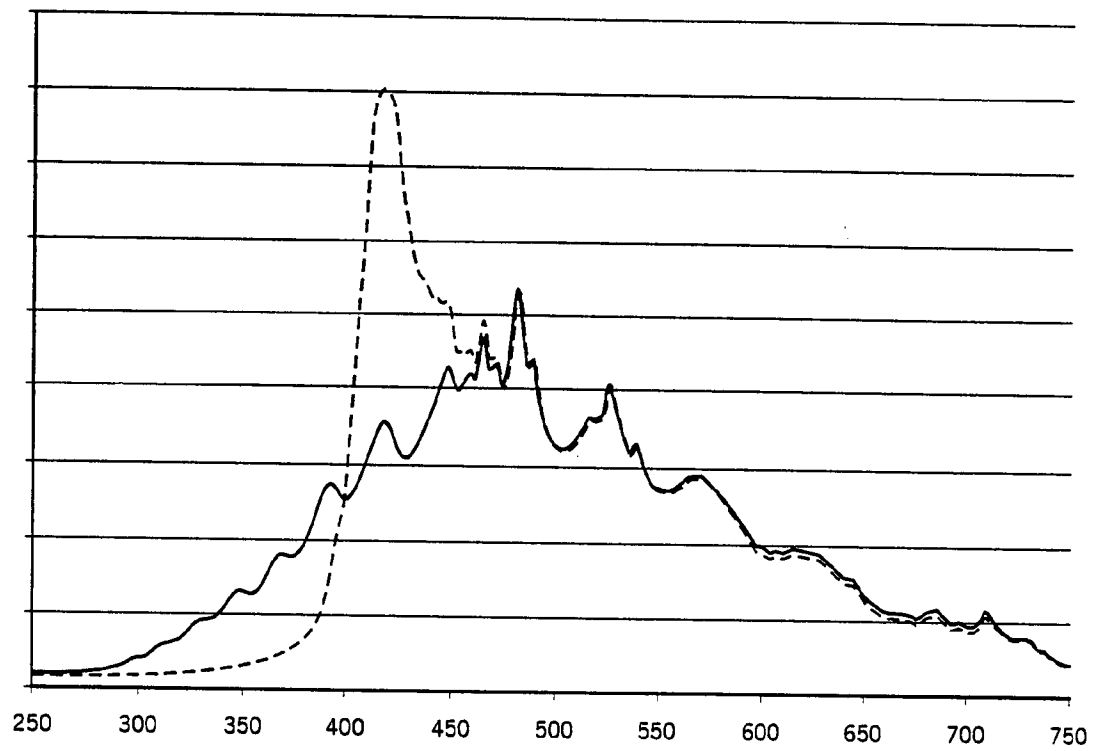
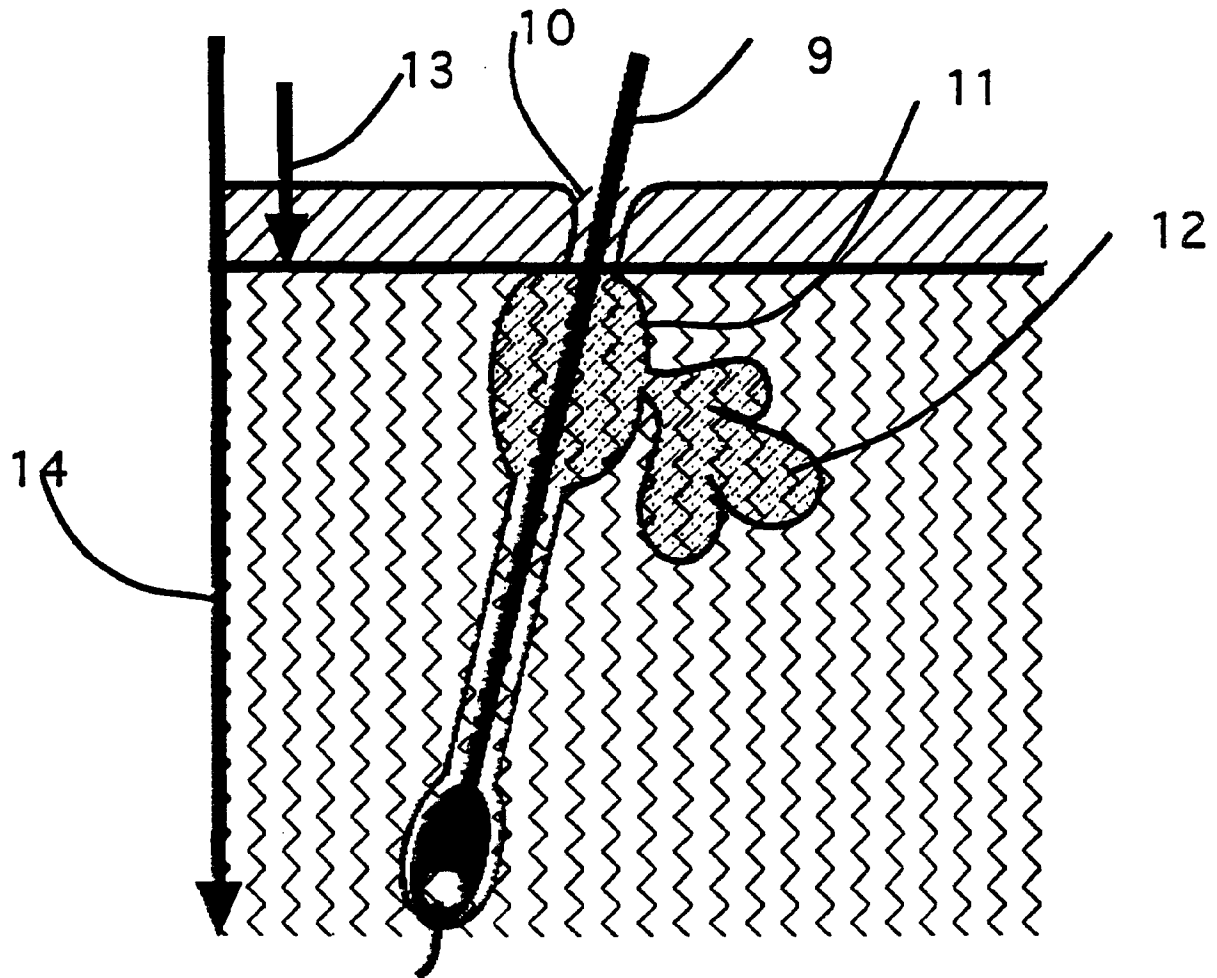


Fig. 3



Remission-controlled device with laser handpiece for sensor-controlled selective laser therapy of blood vessels and skin tissues has multiple-sensor system e.g. using near infrared or visible radiation

Publication number: DE10120787 (A1)

Publication date: 2003-01-09

Inventor(s): SCHMIDT WOLF-DIETER [DE]; FASLER DIETER [DE];
SCHEIBE ARMIN [DE]; WOLLINA UWE [DE]

Applicant(s): FOERDERUNG VON MEDIZIN BIO UND [DE]

Classification:

- **international:** **A61B5/00; A61B18/20; A61B17/00; A61B18/00; A61B19/00;**
A61B5/00; A61B18/20; A61B17/00; A61B18/00; A61B19/00;
(IPC1-7): A61B18/22; A61B1/04; A61B5/01; A61B5/145;
A61B6/00; A61B8/00

- **European:** A61B5/00P; A61B18/20H

Application number: DE20011020787 20010425

Priority number(s): DE20011020787 20010425

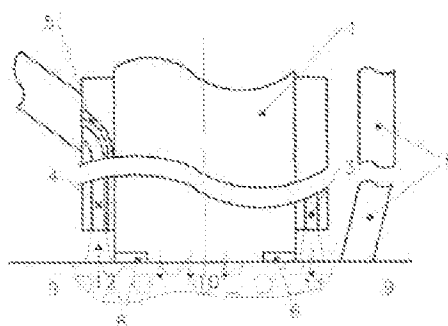
Cited documents:

DE2910760 (C2)
DE19934038 (A1)
US6165170 (A)
US6156030 (A)
US6015404 (A)

[more >>](#)

Abstract of DE 10120787 (A1)

A multiple sensor system in a concentric, polygonal or opposing form is arranged in immediate proximity to the laser beam outlet surface of the laser handpiece. The sensor system has at least two similar or different components, at least one of which uses remission spectroscopic principles, and preferably operates with visible and/or near infrared radiation.



.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 101 20 787 A 1**

⑳ Aktenzeichen: 101 20 787.5
㉑ Anmeldetag: 25. 4. 2001
㉒ Offenlegungstag: 9. 1. 2003

㉓ Int. Cl. 7:
A 61 B 18/22
A 61 B 6/00
A 61 B 5/01
A 61 B 5/145
A 61 B 1/04
A 61 B 8/00

DE 101 20 787 A 1

㉔ **Anmelder:**
Gesellschaft zur Förderung von Medizin-, Bio- und
Umwelttechnologien e.V., 07745 Jena, DE

㉕ **Vertreter:**
R.-G. Pfeiffer und Kollegen, 07745 Jena

㉖ **Erfinder:**
Schmidt, Wolf-Dieter, 07774 Camburg, DE; Faßler,
Dieter, 07749 Jena, DE; Scheibe, Armin, 07747
Jena, DE; Wollina, Uwe, 07743 Jena, DE

㉗ **Entgegenhaltungen:**
DE 29 10 760 C2
DE 199 34 038 A1
US 61 65 170 A
US 61 56 030 A
US 60 15 404 A
US 60 27 495
US 52 17 455
US 45 73 466

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

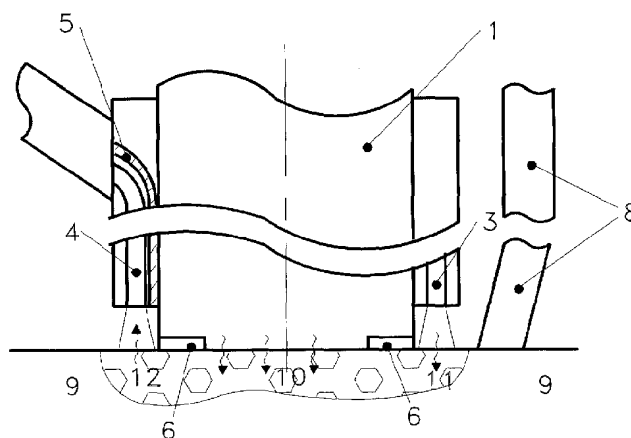
㉘ **Anordnung zur remissionsgesteuerten, selektiven Lasertherapie von Blutgefäßen und Hautgewebe**

㉙ Die Erfindung betrifft eine Anordnung für diagnostische Zwecke sowie zur Steuerung eines Lasertherapiegerätes.

An einem Laserhandstück ist in unmittelbarer Nähe der Laserstrahlaustrittsfläche in konzentrischer, polygonaler oder gegenüberliegender Form ein Mehrfach-Sensorsystem mit mindestens zwei gleichen oder unterschiedlichen Komponenten angeordnet.

Die Erfindung kann angewendet werden zur

- nichtinvasiven und nicht berührenden Erfassung von vaskulären Erkrankungen des menschlichen Hautgewebes,
- Steuerung von Lasertherapiegeräten für eine effektive und nebenwirkungsarme Behandlung von Varizen und anderen Erkrankungen des Hautgewebes,
- geometrischen Lagesteuerung eines Laserhandstückes über dem zu therapierenden Hautareal.



DE 101 20 787 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur remissionsgesteuerten, selektiven Lasertherapie zur Diagnostik von Blutgefäßen und Hautgeweben gemäß der Gattung des ersten Patentanspruches. Sie dient ferner zur Steuerung von Parametern eines Lasertherapiegerätes sowie zu dessen geometrischer Lagesteuerung über dem zu therapierenden Areal. Die Erfindung wird in Lasertherapiegeräten zur effektiven und nebenwirkungsarmen Behandlung von Varizen und anderen Erkrankungen des Hautgewebes eingesetzt.

[0002] Die therapeutische Wirkung von Laserstrahlung beruht bekanntlich auf Prozessen der Reflexion, Streuung und Absorption von Photonen, die sich innerhalb bestimmter, wellenlängenabhängiger Eindringtiefen im Gewebe ausbreiten können und in Absorptionszentren mit Melanin, Hämoglobin oder Wasser in Wärme umgewandelt werden. Sie erfolgt entweder lokal unspezifisch in großflächigen Gewebearealen oder spezifisch in Blutgefäßen. Ein wesentliches Absorbermaterial im Humangewebe ist Gewebewasser mit einem Absorptionsmaximum seiner Grundschwingung bei 2700 nm; Nebenmaxima existieren bei 1900 nm, 1460 nm und 980 nm. Oxihämoglobin hat drei Absorptionspeaks bei Wellenlängen von 420 nm, 548 nm und 575 nm. Das wichtigste Hautpigment Melanin weist eine, vom nahen infraroten (NIR) zum ultravioletten (UV) Bereich stark zunehmende Absorption auf.

[0003] Die Ausnutzung einer bestimmten Laser-Wellenlänge, um deren Strahlungsenergie in einem Targetchromophor wie Hämoglobin in Wärme umzusetzen und eine lokale Temperaturerhöhung von einigen zehn Grad bis zu einer Agglutination/Koagulation des Gefäßabschnittes zu erreichen, nennt man selektive Thermolyse. Bei der Lasertherapie vaskulärer Läsionen wurde bisher der gesamte Wellenlängenbereich von sichtbarer blau-grüner, gelber bis zu naher infraroter Strahlung angewandt. Dabei ist das Hämoglobin das wichtigste Targetchromophor. Das Melanin ruft jedoch besonders bei Laserwellenlängen im sichtbaren Spektralbereich als konkurrierender Absorber unerwünschte Nebeneffekte hervor. Die Pulsdauer der verwendeten Laser muss dabei auf die thermische Relaxationszeit im Zielgewebe abgestimmt sein, die von den jeweiligen Wärmeleitfähigkeiten und den spezifischen Wärmekapazitäten bestimmt werden. Bei zu kurzen Laserpulsen kommt es zu keiner ausreichenden Erwärmung des Gefäßabschnittes, bei zu langen zu einer Schädigung der umgrenzenden Gewebeareale. Zudem muss die Laserenergiedichte (Fluence) so gewählt werden, dass es weder zu explosionsartigen Verdampfungsprozessen im Gefäß kommt, die zu unerwünschten Rupturen mit anschließender Purpura-Bildung (Fluence zu hoch und Pulsbreite zu klein) führen, noch dass diese nur zu geringen Erwärmungen im Gefäßinneren führt, die ein erneutes Wachstum (Neoangiogenese) hervorrufen würde.

[0004] Die Lasertherapie wird am häufigsten bei Teleangiektasie (Erweiterung dünner Kapillargefäße), bei Feuermalen (angeborene kapillare Fehlbildung; PWS) und bei Hämangiomen (Blutgefäßgeschwulst) als Methode der Wahl eingesetzt, bei der Heilungsraten von 50% bis zu 90% erreicht werden. Eine erfolgreiche Behandlung lässt sich durch die optische Aufhellung der Haut erkennen, die neben einer herkömmlichen Farbfotografie besonders gut durch eine nicht-invasive, remissionsspektroskopische Untersuchung objektiviert werden kann. Die Effizienz einer Lasergefäßtherapie hängt von verschiedenen Faktoren ab: Die anatomische Lage, Durchmesser und Wanddicke der Gefäße sind im Zusammenhang mit dem verwendeten Lasertyp entscheidend für einen unmittelbaren Behandlungserfolg, der auch möglichst lang anhalten soll. Die Anzahl der erforderlichen Laserungen (ein- oder mehrmalig) spielt ebenfalls eine wichtige Rolle. Die physiologisch-morphologischen Hintergründe für eine erfolgreiche Gefäßtherapie ("Idealer Weg") sind noch Gegenstand wissenschaftlicher Grundlagenuntersuchungen. Histologische Untersuchungen haben z. B. ergeben, dass bei einer Besenreiser-Therapie mit grünem Laserlicht geeigneter Fluence und Pulsbreite eine Aggregation der Erythrozyten mit nachfolgender Thrombusbildung im Blutgefäß und Schrumpfung der Gefäßwände stattfindet. Die Funktionalität des Gefäßsystems umfaßt jedoch eine Vielzahl komplexer und interaktiver Variabler. In einem partiell zerstörten Blutgefäß werden eine Vielzahl von Wachstumsfaktoren und Inhibitoren wirksam, die eine Wiederherstellung des Gefäßes zum Ziel haben oder zu einer Angiogenese führen können. Dies kann eine mehrmalige, unmittelbar aufeinanderfolgende Laserbehandlung konterkarieren, da eine verstärkte Gefäßneubildung induziert wird. Das Laser-Therapieregime muss daher auf Form und Ausprägung der Varizen (Typisierung nach Weiss in der folgenden Tabelle) ausgerichtet werden, wobei zu berücksichtigen ist, dass der intravasale Anteil am Hauptchromophor Oxyhämoglobin geringer ausfällt als bei Teleangiektasien oder Gefäßmälnern (vaskuläre Naevi). Die charakteristischen Farbbilder und morphologischen Besonderheiten lassen sich für eine automatische optische Erkennung der Varizentypen verwenden:

		Ausprägung	Durchmesser	Farbe
Typ I	Teleangiektasien	intrakutan	0,1 bis 1 mm	rot
Typ Ia	"Matting"	intrakutan	<0,2 mm	flächig hellrot
Typ II	Venektasien		1 bis 2 mm	violett
Typ III	Retikuläre Venen	kurzstreckig varikös bei großen Venen	2 bis 4 mm	cyan-blau
Typ IV	Seitenastvarikosis		3 bis 8 mm	blau-grün
Typ V	Stammvarikosis	lange Strecken des Venenstamms	> 8 mm	

[0005] Für Lasertherapien eigneten sich bisher nur die Varizentypen I bis II [Bethge, S., Stadtler, R.: Der langgepulste frequenzverdoppelte Nd:YAG-Laser in der Behandlung von Besenreiser. Hautarzt 50, 181-185 (1999)]. In Abhängigkeit vom Durchmesser der varikösen Gefäße vom Typ I bis II geht man von zwei typischen klinischen Merkmalen (clinical

endpoint) aus, die zur Steuerung einer Laser-Applikation verwendet werden können:

Durchmesser	Optisches Merkmal der Blutgefäße nach erfolgreicher Lasertherapie
< 1 mm	sofortiges Verschwinden (ohne erneutes Refilling) oder blau-graue Verfärbung
1 bis 2 mm	blau-graue Verfärbung (Koagulation)

[0006] Die herkömmliche Sklerosierung variköser Gefäße mit Aethoxysklerol oder anderen zur lokalen Entzündung führenden Sklerosierungslösungen ist nach wie vor der Goldstandard in der vaskulären Therapie, obwohl sie als minimal-invasives Verfahren mit Belastungen für den Patienten verbunden ist. Der Therapieerfolg ist jedoch nicht immer zufriedenstellend; Komplikationen (Matting, Hyperpigmentierung, Nekrosen, Thrombosen und allergische Reaktionen) treten häufiger auf. Das Verfahren kann erst ab Gefäßdurchmessern größer als 1 mm sinnvoll eingesetzt werden. Ein Therapieerfolg der Sklerosierung wird im allgemeinen frühestens nach zwei Wochen sichtbar.

[0007] Die großen Erwartungen an die vaskuläre Lasertherapie sind jedoch in der Vergangenheit durch eine Reihe unbefriedigender Ergebnisse gedämpft worden. Die zunächst verwendeten kontinuierlich abstrahlenden blau-grünen Ar-Ionen-Laser (488 nm/514 nm) haben den Nachteil einer zu großen Bestrahlungsdauer, die auch durch einen mechanischen Shutter-Betrieb nicht unter 100 ms gehalten werden konnte. Gelbe Laserstrahlung von gepulsten Farbstoff-Lasern (580 nm) hatte sich zunächst bei der Lasertherapie von Gefäßerkrankungen gegenüber Argon-Lasern als überlegen erwiesen: Der Absorptionsdoppelpeak von Oxyhämoglobin wird mit gelbem Laserlicht besser getroffen und weniger Strahlung durch das epidermale Melanin unspezifisch in Wärme umgesetzt. [Alster, T. S. et al.: Dermatologic Laser Surgery. Dermatol Surg 22, 797–805 (1996)]. Allerdings ist die agglutinierende bzw. koagulierende Wirkung gelber Laserstrahlung im Blutgefäß nur auf eine Schichtdicke von unter 100 µm begrenzt: Die Absorption von Hämoglobin im Gefäß ist bei dieser Wellenlänge derartig stark, dass eine Abschirmung weiterer, darunter liegender durchbluteter Schichten bewirkt wird. Außerdem liegen die typischen Pulsbreiten von Farbstoff-Lasern unter 0,5 ms. Bei Gefäßdurchmessern größer als 0,1 mm wirkt daher gelbe Laserstrahlung wenig effektiv. Das Langzeitergebnis der Therapie verschlechtert sich, da die nur partiell geschädigten varikösen Gefäßbereiche sich regenerieren sowie Ausgangspunkt für ein erneutes Wachstum unerwünschter Gefäße werden können. Nebenwirkungen bei der Therapie mit blau/grünem und gelbem Laserlicht treten als epidermale Atrophie, Depigmentierung durch epidermale Melanozytenschädigung und Gefäßrupturen auf. Frequenzverdoppelnde Nd:YAG-Laser bei 532 nm lassen sich jedoch bei größeren Pulsbreiten (50 ms bei 20 J/cm²) betreiben und haben daher auch bei Gefäßen mit Durchmessern bis zu 1 mm eine erfolgreiche Therapie ermöglicht [Katz, B.: Laser therapy and sclerotherapy in treatment of large and small spider veins. Cosmetic Dermatology, September 1998]. Allerdings kann man grüne Laser nur bei hellhäutigen Patienten mit dem Hauttyp I und II anwenden; bei starker Bräunung (IV bis VI) sind sie aufgrund der starken Melaninabsorption und der zu erwartenden Nebenwirkungen nicht einsetzbar [Massey, R. A. et al.: Successful treatment of spider leg veins with a HELPFD Nd:YAG Laser. Dermatol Surg 25, 677–680 (1999)].

[0008] Besonders die langwelligere nah-infrarote Strahlung dringt tiefer in das Gewebe ein und kann damit auch größere Gefäße therapieren. Die Streuung der Photonen im Hautgewebe reduziert sich im NIR-Bereich gegenüber dem sichtbaren Spektralbereich um die Hälfte und ermöglicht daher deutlich größere Eindringtiefen. So wurde ein Nd:YAG-Laser (1064 nm) zur Therapie von Teleangiectasien und retikulären Venen mit Durchmessern bis 3 mm am Unterschenkel eingesetzt. Ein weiterer Vorteil dieser Wellenlänge ist neben der großen Eindringtiefe die vernachlässigbare Absorption von Melanin. Im Ergebnis der NIR-Laserung von Gefäßen tritt eine urtikarielle Schwellung auf. Der sichtbare Gefäßverschluss zeigt sich mit einer sofortigen Kontraktion und Abdunkelung. Es sollen keinerlei epidermale Schädigungen sogar beim Hauttyp IV sichtbar werden [Weiss, R. A.: Early clinical results with the multiple synchronized pulse 1064 nm laser for leg telangiectasias and reticular veins. Dermatologic Surgery 25; 399–402 (1999)].

[0009] Diodenlaser konnten aus technischen Gründen bisher kaum für die Lasertherapie eingesetzt werden, obwohl bereits erste Applikationsuntersuchungen an Teleangiectasien und Besenreisern bekannt geworden sind [Bass, L. S.: Photosclerosis of cutaneous vascular malformations with a pulsed 810 nm diode laser. Proceedings SPIE 2395, 559–565 (1995)]. Strahlung von Laserdioden bei 810 nm dringt ungefähr 2 mm in eine Blutschicht ein, so dass wesentlich dickere und tiefere Gefäße koaguliert werden können. Ein weiterer Vorteil der Laserwellenlänge bei 810 nm besteht darin, dass hier die spektrale Absorption von reduziertem und oxygeniertem Hämoglobin annähernd gleich ist (isobestischer Punkt). Ein Vaskularisations-Diodenlaser kann daher hier ohne Berücksichtigung des jeweiligen Sauerstoffsättigungsgrades der Gefäße eingesetzt werden. Bei venösen Unterschenkelvarizen liegt der Oxygenierungsgrad z. B. bei 70%, bei Feuermalen dagegen bei fast 100%. Auch die Wasserabsorption ist bei 810 nm gegenüber der im lokalen Maximum von 975 nm vernachlässigbar klein, so dass eine moderate Absorption von Strahlungsenergie durch das Hämoglobin im gesamten Gefäßdurchmesser erwartet werden kann. Da Melanin bei 810 nm jedoch auch noch eine signifikante Absorption aufweist, sollten durch eine geeignet eingestellte Kombination von Laserfluency und -Pulsdauer thermische Schädigungen der Epidermis vermeidbar sein. Erste therapeutische Anwendungen von Diodenlasern haben kaum Nebenwirkungen wie Narbenbildung und Hauttexturänderungen erbracht.

[0010] Ein Vergleich von inkohärenten Blitzlampenlichtquellen sowie FD-Nd:YAG-Lasern, Alexandrit-Lasern sowie von langwelligem Nd:YAG-Lasern (1064 nm) für die Gefäßtherapie steht noch aus. Es scheint sich jedoch zu bestätigen, dass inkohärentes Blitzlampenlicht keine breite Anwendung erfahren wird. [Goldberg, D. J.: Laser treatment of vascular lesions Clinics in Plastic Surgery 27; 173–180 (2000)]. [Goldberg, D. J.: A comparison of four frequency-doubled Nd:YAG (532 nm) laser systems for treatment of facial telangiectases. Dermatologic Surgery 25; 463–467 (1999)]; [Dover, A. U. et al.: New approaches to the treatment of vascular lesions. Lasers in Surgery and Medicine 26; 158–163 (2000)]; [Greve, B., Raulin, C.: Der Nd:YAG-Laser und seine Anwendungen in der Dermatologie. Hautarzt (51); 152–158 (2000)].

- [0011]** Ein wichtiger Aspekt bei lasertherapeutischen Verfahren ist die Vermeidung von zeitweiligen oder permanenten Nebenwirkungen. Dies betrifft besonders das Auftreten von punktförmigen Blutungen (Purpura), aber auch Wunden mit anschließender Narbenbildung, Hauttexturveränderungen und Pigmentverschiebungen bis hin zur Bildung von Plattenepithelkarzinomen. Die postoperative Bildung von Erythemen, Ödemen sowie von Hautbläschen wird in der Regel nicht als Nebenwirkung eingestuft. Allerdings sind sie als zusätzliche Komplikationen für den Patienten unerwünscht und sollten im Therapieverlauf möglichst vermieden werden. Die postinflammatorischen Hyperpigmentierungen werden durch den Blutabbau im koagulierten Gefäß (Hämosiderinablagerungen) sichtbar und sind im Verlauf einiger Monate reversibel. Die echten Nebenwirkungen zeichnen sich durch eine unspezifische thermische Laser-Schädigung von epidermalen und dermalen extravasalen Gewebsarealen aus. Besonders bei blau-grünen Lasern beobachtet man in der Epidermis und oberen Dermis eine unspezifische Koagulations-Nekrose, die häufig zu atrophischen oder hypertropischen Narben sowie zur Hypopigmentierung in der therapierten Haut führt [Haedersdahl, M. et al.: Cutaneous side effects from laser treatment of the skin. *Acta Derm Venereol* (Stockh) 78, 1–32 (1999)].
- [0012]** Eine optimale Lasertherapie vaskulärer Läsionen erfordert daher begleitende nichtinvasive Messverfahren, die auch eine on line-Steuerung des Lasergerätes ermöglichen sollen. Dies betrifft Sensoren für die Morphologie (laterale und vertikale Verteilung und Durchmesser) und Physiologie der Blutgefäße (relative Sauerstoffsättigung, Blutflussgeschwindigkeit). Hinzu kommt noch die Kenntnis der Melanin-Verteilung im Therapieareal. Für eine on line-Kontrolle einer Lasertherapie kommen möglichst nichtberührende Messverfahren in Betracht. Zur Gewinnung der primären Datenbasen für eine Therapieführung spielen neben Ultraschall- und fotoakustischen Methoden hierfür besonders die optische Kohärenztomografie, die Infrarot-Tomografie und die Remissionsspektroskopie eine wichtige Rolle.
- [0013]** Das Remissionsspektrum mit den wellenlängenabhängigen epidermalen und dermalen Streu- und Absorptionskoeffizienten, die vor und nach einer Lasertherapie ermittelt werden, enthält wesentliche vaskuläre (physiologische und anatomische) Informationen. Die präoperative Farbe des Hautareals, welches das zu behandelnde Gewebe mit der Gefäßveränderung aufweist, ist von großer Bedeutung (Bräunung!). Dies belegen erste Untersuchungsergebnisse von Remissionsspektren von lasertherapiertem Hautgewebe mit Feuernadeln deutlich [Sheehan-Dare, R. A. et al.: Copper vapour laser (578 nm) and FL pumped pulsed tunable dye laser (585 nm) treatment of port-wine-stains. *Br J Dermatol* 130, 478–482 (1994)]; [Troilius, A. et al.: Reflectance spectrophotometry in the objective assessment of dye laser-treated port-wine-stains. *Br J Dermatol* 132; 245–250 (1995)]; [von der Horst, C. M. A. M et al.: Effect of the timing of treatment of port-wine-stains with the FL pumped pulsed-dye laser *N Eng J Med* 338; 1028–1033 (1998)]. Über die Lösung des sogenannten inversen Problems sollen sich aus einem Remissionsspektrum auch die tiefenabhängige Verteilung der Blutgefäße und deren Durchmesser bestimmen lassen [von Gemert; M. J. C. et al.: Non-invasive determination of port wine stain anatomy and physiology for optimal laser treatment strategies. *Phys Med Biol* 42, 937–950 (1997)]. Voraussetzung dafür ist die Zusammenstellung einer Reihe typischer Remissionsspektren von Hautgeweben ohne und mit vaskulären Läsionen, von denen die anatomischen und optischen Eigenschaften z. B. über eine Histologie ermittelt wurden (Vorwärts-Problem). Vorläufige Ergebnisse weisen darauf hin, dass im Spektralbereich über 500 bis 600 nm Aussagen zum mittleren Durchmesser der Gefäße erhalten werden. Aufgrund der geringeren Eindringtiefe eignet sich der Spektralbereich unterhalb 500 nm zum Nachweis oberflächlicher Blutgefäße.
- [0014]** Spektroskopische Sensoren zur Steuerung von Medizinlasern bei der vaskulären Therapie sind bisher nicht bekannt geworden. Die prinzipielle Eignung von VIS-NIR-Spektrolsensoren selbst für einen schnellen und berührungslosen Nachweis der epidermal/dermalen Mikrozirkulation konnte bereits aufgezeigt werden [Schmidt, W.-D., et al.: Non-contacting diffuse VIS-NIR spectroscopy of human skin for evaluation of skin type and time dependend microcirculation. *Proceedings of SPIE* 4160, 91–102 (2000)]; [DE 199 34 038 A1 (Schmidt/2001)]. Ein nicht-spektroskopisches, scannendes Farbsensorsystem (grün/rot) zur Gefäßtherapie wurde zur Erfassung der lateralen Verteilung der Blutgefäße im Gewebsareal ausgestattet, welches die on line-Steuerung der Laserparameter gestatten soll [Sebern, E. L., et al.: Design and characterization of laser-based instrument with spectroscopic feedback control for treatment of vascular lesion: the "smart scalpel". *J Biomed Optics* 5; 375–382 (2000)].
- [0015]** Bereits Anfang der neunziger Jahre wurde in den US-Patenten US 5 217 455 (Tan/1993) und US 5 312 395 (Tan/1994) der Einsatz von NIR-Lasern zur Therapie von vaskulären Läsionen beschrieben, wobei NIR-Laserwellenlängen von 600 bis 1100 nm, Fluencen von 1 bis 20 J/cm², Pulsdauern von 10 ns bis 300 ns sowie Strahldurchmesser der Laserapplikatoren von 1 bis 100 mm beansprucht worden sind. Laserpulsdauern < 300 ns waren allerdings nicht zur Behandlung vaskulärer Läsionen geeignet, allenfalls zur Zersprengung von subkutanen Farbpartikeln (Tattoos). Blitzlampengepumpte, grüne Nd:YAG-Laser (532 nm) bis zu 10 ms Dauer und 1 J/cm² sind für vaskuläre Anwendungen patentiert worden [US 5 558 667 (Yarborough/1996)]. NIR-Laser wurden zur selektiven Photothermolyse von Feuermalen (PWS) vorgeschlagen. Optimale NIR-Wellenlängen sollen bei 760 nm und 980 nm liegen [US 5 749 868 (Furumoto/1998)]. Auch gepulste Nd:YAG-Laser mit 1064 nm wurden zur kontrollierten thermischen Schädigung von Venen einbezogen [US 5 754 573 (Yarborough/1998); US 5 911 718 (Yarborough/1999)]. Raman-geshiftete Nd:YAG-Laser mit NIR-Wellenlängen bei 1,5 µm sollen Vorteile bei der Therapie tiefer Gefäße aufweisen, da sie im subepidermalen Gewebe effektiver das Wasser in den Blutgefäßen aufheizen und damit eine Koagulation bewirken können [US 5 897 549 (Tankovich/1999)]. Als allgemeine Methode einer NIR-Lasertherapie (800 bis 870 nm) wird das wiederholte Lasern, unterbrochen von einer jeweiligen Diagnose des Hautareals, beansprucht [US 5 464 436 (Smith/1995)]. Unmittelbar wiederholtes Lasern im gleichen Areal kann jedoch eine eher kontraproduktive Wirkung aufweisen. Die Verwendung von mehreren Wellenlängen in einem Laser-Therapiegerät entsprechend der jeweiligen vaskulären Läsion wurde in [DE 199 28 051 A1 (Katzner/2000)] beschrieben. Frühzeitig sind auch kühlende Anordnungen am Laserhandstück vorgesehen worden, mit denen durch Wasser, Kältespray oder thermoelektrische Mittel eine effektive Absenkung der Oberflächentemperatur der Epidermis (störende Melaninabsorption!) vorgenommen werden soll [US 5 282 797 (Chess/1994); US 5 486 172 (Chess/1996)].
- [0016]** Durch minimal-invasive Techniken (Lichtleiter, Endoskope etc.) kann Laserlicht auch in tieferliegende Gewebeteile und Organe als durch einfaches Einstrahlen über die Oberfläche eingebracht und für die kosmetische Chirurgie verwendet werden [US 5 505 727 (Keller/1996)]. Eine minimal-invasive Variante zur Therapie variköser Venen besteht

darin, mit einem CO₂-Laser oder einer Glasfaserspitze ein kleines Loch durch die Hautoberfläche bis zur entsprechenden Varize zu bohren und dann eine Koagulation des Blutgefäßes mit Laserstrahlung vorzunehmen [US 5 531 739 (Trelles/1996); US 5 552 813 (Trelles/1996); US 5 578 029 (Trelles/1996); US 5 733 277 (Pallarito/1998); US 5 807 385 (Keller/1998); US 5 984 915 (Loeb/1999)]. Abgesehen davon, dass hiermit kleinere Varizen kaum zu erfassen sind, erfordert dieses Verfahren eine Vielzahl einzelner Laserpunktionen pro Gefäßabschnitt, so dass lange Behandlungszeiten und eine hohe Infektionsgefahr die Folge wären. Aus der photodynamischen Laser-Therapie stammt der minimal-invasive Ansatz, vaskuläre wie neoplastische Läsionen lokal mit einem Photosensitizer anzureichern und anschließend mit Laserlicht zu bestrahlen, wodurch eine Photothrombose zu einem Gefäßverschluss führen soll [US 5 558 667 (Yarborough/1996)]. Ein Vorteil dieser Therapie sollen niedrigere Fluencen im Vergleich zur nichtinvasiven Lasertherapie sein; allerdings kann auch hier ein erneutes Wachstum der Gefäße nicht ausgeschlossen werden.

[0017] Auch Diodenlasersysteme sind bereits für den Einsatz bei vaskulären Läsionen vorgeschlagen worden, wobei erfindungsgemäß mit Laserstrahlung mit Wellenlängen von 700 bis 1100 nm, Fluencen von 5 bis 100 J/cm² und Pulsdauern bis zu 100 ms gearbeitet werden soll [US 5 658 323 (Miller/1997); US 5 707 403 (Grove/1998); US 5 879 376 (Miller/1999); US 6 027 495 (Miller/2000); US 6 096 029 (O'Donnel/2000); US 6 149 644 (Xie/2000)]. Gepulste NIR-Laser werden zur Behandlung von Hautkrankheiten wie Psoriasis vorgeschlagen. Durch die große Eindringtiefe der NIR-Strahlung sollen abnormale Blutgefäße unter psoriatischem Plaque selektiv bis in eine Tiefe von 1 mm beseitigt werden [US 5 527 350 (Grove/1996)]. Infrarot-Laser lassen sich zur Gefäßtherapie des Augenhintergrundes einsetzen, wobei aufgrund des transparenten Augeninneren eine relativ einfache Strahlungseinkopplung sowie Einschätzung des Therapieerfolges über eine Video-Kamera erfolgen kann, wobei das Videobild eine einfache Steuerung des Therapie-Lasers ermöglichen soll [US 5 400 791 (Schlier/1995)]. Ein ähnliches Konzept wird zum automatisierten Lasertracking in der Gefäßtherapie wie bei Besenreisern vorgeschlagen, wobei eine CCD-Kamera die variköse Gefäßstruktur aufnimmt und mittels der Bildinformationen die manuelle/programmgesteuerte Positionierung des Laserstrahls im Therapieareal ermöglicht werden soll [US 5 653 706 (Zavitslan/1997); US 5 860 967 (Zavitslan/1999)]. Im US-Patent [US 6 015 404 (Altshuler/2000)] wird ein dermatologisches Lasersystem mit einer sogenannten Feedback-Kontrolle durch einen akustischen Temperatursensor, der sich im Laserhandstück in Kontakt mit der Haut befindet, beschrieben. Mit einem ersten Laserpuls geringer Fluence soll zunächst eine Vordiagnostik des zu therapierenden Hautareals durchgeführt werden; die größere Fluence des zweiten Laserpulses wird entsprechend eingestellt und sorgt für die therapeutische Wirkung. Damit soll eine on line-Kontrolle des Lasergerätes möglich sein. Eine Methode zur Kontrolle der Hauttemperatur bei der Photokoagulation von Gefäßen mit einem Nd:YAG-Laser besteht in der Strahlungstemperaturmessung der Haut, womit die Kältespray-Applikation gesteuert werden soll [US 5 979 454 (Anvari/1999)]. In einem weiteren Patent wurde zur Hauttemperaturüberwachung ein Thermoelement im Laserhandstück (in Kontakt mit der Haut) verwendet [US 6 096 029 (O'Donnel/2000)]. Nachteilig an diesem Verfahren sind sowohl die hohen Zeitkonstanten als auch die Wärmeübergangswiderstände, die keine genaue Temperaturentwertung im Gefäßbereich erlauben.

[0018] Spektroskopische Methoden zur Charakterisierung von biologischen Geweben beruhen auf dem Nachweis der Remission im ultravioletten, sichtbaren und nahen-infraroten Spektralbereich sowie der Fluoreszenz. Der Nachweis von Gewebeschädigungen bei einer Lasertherapie mittels optisch-spektroskopischer Methoden wurde allgemein in [US 6 015 404 (Altshuler/2000)] beansprucht. Ein ähnlicher spektralsensorischer Ansatz wird auch aus der Patentschrift [DE 199 28 051 A1 (Katzner/2000)] deutlich, wo zunächst spektral aufgelöste Intensitätswerte der Hautareale vor einer Lasertherapie ausgewertet werden. Aus dem Vergleich mit spektralen Datensätzen von vaskulären Läsionen wird dann die optimale Wellenlänge von Gefäß-Lasern ausgewählt, die zur Therapie eingesetzt werden soll. Ein spektroskopisches Gerät und Verfahren zur berührungslosen, abstandskontrollierten Remissionssensorik für Hautgewebe wurde in [DE 199 34 038 A1 (Schmidt/2001)] dargestellt. Zur Steuerung eines UV-Ablationslasers soll die charakteristische Remission der Haut, besonders der Pigmentierung und der Blutgefäße, mit einem weiteren Spektroskop verwendet werden [38 US 6 165 170 (Wynne/2000)]. Die hier beschriebenen optischen Merkmale (Hautfarbe; Auftreten von Punktblutungen) dienen allerdings der Steuerung der Ablationstiefe eines UV-Lasers und haben keinen Bezug zur nichtinvasiven vaskulären Therapie. Weiterhin wird zur Steuerung eines Ablationslasers bei Brandverletzungen eine spektroskopische Methode vorgeschlagen, mit der über Fluoreszenz- und Remissionsmessungen zwischen unverletztem und nekrotischem Gewebe unterschieden werden soll [US 5 701 902 (Vari/1998)]. In einem Endoskop wird in Ergänzung zur Biopsie eine spektroskopische Kontrolle vorgesehen, die auch bei vaskulären Erkrankungen zum Einsatz kommen soll [US 5 843 000 (Nishioka/1998)]. Die remissionsspektroskopische Bestimmung von Blutbestandteilen wie Glucose wird in [US 5 935 062 (Messerschmidt/1999)] beansprucht. Zur Auswertung von Remissionsspektren wird als allgemeine Methode die Verwendung von spektralen Datensets und Look-Up-Tafeln angegeben [US 6 115 673 (Malin/2000)].

[0019] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, mit einer Anordnung eine sensorgesteuerte, selektive Lasertherapie von varikösen Blutgeweben und pathologischen Hautgeweben zu ermöglichen. Gemäß der Erfindung wird diese Aufgabe durch das Kennzeichen des ersten Patentanspruchs gelöst. Es wird also ein Laserhandstück mit einem Mehrfach-Sensorsystem zur Diagnostik von Blutgefäßen und Hautgeweben angeordnet, dessen Ausgangssignale zur Steuerung von Parametern eines Lasertherapiegerätes wie der Fluence, der Pulsbreite und der Pulsfrequenz verwendet werden. Dadurch wird es möglich, eine auf das Therapieareal, angepasste Laserbestrahlung vorzunehmen und thermische Nebenwirkungen im Gewebe zu vermeiden. Außerdem werden die Sensorsignale zur geometrischen Lagesteuerung des Laserhandstücks über dem zu therapierenden Hautareal abgewandt. Dadurch gelingt eine exakte Positionierung des Laserhandstücks über großen und flächigen Varizen, und man vermeidet eine schädliche Bestrahlung normaler Hautgewebe oder bereits bestrahlter Hautareale. Das Kernstück des Mehrfach-Sensorsystems besteht dabei aus einer oder mehreren spektroskopischen Messeinrichtungen, vorzugsweise im sichtbaren und nahen-infraroten Wellenlängenbereich. Darüber hinaus sind Temperatur-, Druck-, Ultraschall- und Bildaufnahmesensoren in das Laserhandstück integriert. Außerdem ist die erfindungsgemäße Sensorlösung als Ergänzung von Geräten zur dauerhaften Haarentfernung (Epilationslaser) anwendbar.

[0020] Die erfindungsgemäße Lösung zur sensorgesteuerten selektiven Lasertherapie von Blutgefäßen und Hautgeweben ist für die Steuerung und Regelung von medizinischen Lasergeräten geeignet. Herkömmliche Sklerosierungsverfahren

ren mittels minimal-invasiver Injektionen in variköse Gefäße sind im allgemeinen schwierig bei kleinen Durchmessern zu handhaben und erlauben nicht immer befriedigende Therapieergebnisse. Als Nebenwirkungen können Pigmentverschiebungen, Wunden und Narben auftreten. Häufig tritt ein teleangiektatisches Matting als kapillare Aussprossung kleinster Gefäße auf. Auch bei einer herkömmlichen Sklerotherapie großer Varizen werden nicht alle weitverzweigten

ektatischen Gefäße erreicht. Daher hat sich die Lasertherapie vaskulärer Erkrankungen zur Methode der Wahl entwickelt.

[0021] Nachteile bekannter Lasergeräte und Laserhandstücke bestehen besonders in nicht an die Gefäßerkrankung angepassten Laserparametern, wie der Wellenlänge, der Fluence und der Laserpulsdauer. Sie zeigen sich als thermische Schädigungen der Epidermis und Dermis sowie in einem wenig effizienten Therapieverlauf. Laserwellenlängen im sichtbaren Bereich haben eine zu geringe Eindringtiefe, um auch tieferliegende Varizen zu erreichen. Auch die unmittelbare Ausrichtung der Wellenlänge auf das Hämoglobin als wichtigstem Targetchromophor bei gelbem Laserlicht hat sich für die Gefäßtherapie als ungünstig herausgestellt, da durch die starke Strahlungsabsorption im Blut meist nur die oberen Abschnitte des Gefäßdurchmessers koaguliert werden und eine ungewollte Regeneration des Gefäßes wahrscheinlich ist. Bei noch kurzwelligerem blau-grünem Laserlicht ist die Strahlungsabsorption in der Epidermis so stark, dass hier thermische Nebenwirkungen unvermeidlich sind, die mitunter auch durch eine aufwändige Kühleinrichtung nicht vermieden werden können. Daher wird die Notwendigkeit einer spektralen Einschätzung des Bräunungszustandes der Haut deutlich. Andererseits kann die Notwendigkeit einer Kühleinrichtung sich bereits als nachteilig für die vaskuläre Therapie erweisen, da durch die Kühlung der Haut nicht nur die Epidermis betroffen ist, sondern auch die Dermis mit den zu therapierenden Gefäßen auf Temperaturen abgekühlt wird, die unter Umständen auch bei hohen Laserfluencen keine agglutinierenden Wirkungen mehr erlauben. Eine Nichtbeachtung der thermischen Relaxationszeiten von Hautgewebe mit Gefäßen führt bei zu geringer Laserpulsbreite und hoher Fluence zum Platzen der Blutgefäße mit Purpura-Folge sowie bei zu langer Pulsbreite zur thermischen Schädigung umliegender Hautgewebe. Bei gekühlten Laserhandstücken, die im Kontakt mit der Hautoberfläche angewendet werden, kann ein versehentlicher Kontaktverlust ebenfalls zu thermischen Nebenwirkungen führen.

[0022] Erfindungsgemäß wird daher eine Messanordnung von einem Therapielaser, bevorzugt von einem Diodenlaser, mit einem Handstück zur sensor- und remissionsgesteuerten, selektiven Lasertherapie von Blutgefäßen und Hautgeweben vorgeschlagen. Diodenlaser sind kompakte, portable und zuverlässige Therapiegeräte. Die Strahlung von Diodenlasern mit einer NIR-Wellenlänge bei 810 nm besitzt eine große optische Eindringtiefe in Hautgewebe bis in den Bereich von 5 bis 10 mm. Durch die moderate Absorption von Hämoglobin kann das Targetchromophor gut zur tiefgründigen Agglutination und Koagulation in Blutgefäßen ausgenutzt werden, während die Absorption des störenden Pigments Melanin bereits stark reduziert ist. Die Wasserabsorption, die eine unspezifische Wirkung in allen Gewebeteilen ausweist, bleibt bei dieser Wellenlänge hinreichend klein. Durch eine Mehrfach-Sensoranordnung lassen sich gefäß- und hautgewebespezifische Parameter erfassen, die für eine Steuerung der Laserparameter sowie für eine Lagesteuerung des Laserhandstückes über dem zu therapierenden Areal verwendet werden. Die Verwendung der sensorgesteuerten Diodenlaseranordnung erlaubt bei der Gefäßtherapie eine deutliche Erweiterung behandelbarer Varizen- und Hauttypklassen. Das Schmerzempfinden bei und nach der Lasertherapie wird ebenfalls deutlich reduziert. Durch die geringere Melanin-Absorption wird eine wesentlich geringere Nachkühlzeit der therapierten Hautflächen im Vergleich zu den heute üblichen 20 Minuten (bei grünem Laserlicht) ermöglicht. Auch dadurch erreicht man eine effektivere Behandlung.

[0023] Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch ein Laserhandstück mit einem Mehrfach-Sensorsystem realisiert, das als wesentliche Komponente einen oder mehrere Spektralsensoren enthält. Die Spektralsensoren sind als miniaturisierte Spektrometermodule mit Silizium-Zeilen für den sichtbaren Wellenlängenbereich von 400 bis 1000 nm sowie mit InGaAs-Zeilen für den nahen infraroten Bereich von 1000 bis 2500 nm ausgeführt. Sie werden über eine spezielle Zeilenelektronik angesteuert und ausgelesen. Ein PC-gestütztes Auswertesystem bereitet die Remissionssignale nach bekannten Verfahren auf und setzt sie erfindungsgemäß in Steuersignale für das Lasergerät um. Derartige remissionsspezifische Auswertealgorithmen betreffen die Remissionsänderungen von einem nichttherapierten Gefäßabschnitt zu einem koagulierten (Farbumschlag von blau-rot zu grau-weißlich) oder Remissionsunterschiede zwischen krankhaftem und gesundem Hautgewebe zur exakten Positionierung des Laserhandstücks. Das Laserhandstück soll dabei sowohl in einer berührenden wie auch nichtberührenden Betriebsweise über der Haut eingesetzt werden können. Im berührenden Betriebsfall kann mit einem integrierten Kontaktkühler die restliche störende Wärme aus der Epidermis abgeführt werden. Da durch den Kontaktdruck Blut aus den Gefäßen gepresst wird, welches zur effizienten Lasertherapie benötigt wird, erfolgt die remissionsspektroskopische Sensorik erfindungsgemäß vorzugsweise berührungslos, indem die entsprechenden Lichtleiter kreisförmig um die Laserlichteinrichtung sind, jedoch in einem Abstand von einigen Millimetern oberhalb der Hautoberfläche angebracht sind. Dadurch wird gewährleistet, dass die varikösen Gefäße mit einer weitgehend ungestörten Mikrozirkulation detektiert werden können. Die Einhaltung eines konstanten Abstandes über der Haut wird in bekannter Weise im einfachsten Fall über einen mechanischen Abstandshalter oder mittels einem weiteren NIR-Remissionssensor einem oder Laser-Triangulationssensor vorgenommen.

[0024] Erfindungsgemäß wird die spektrale Remission über eine Lichtleiteranordnung, die an die Form der Laserlichteinrichtung angepasst ist, aufgenommen. Dabei sind z. B. kreisförmig abwechselnd die Lichtleiter zur Bestrahlung mit Halogenlampenlicht sowie zur Detektion des remittierten Lichts angeordnet. Dadurch wird bei einer Bewegung des Laserhandstücks über ausgedehnten Gefäßen die spektrale Remission sowohl vor als auch nach einer Laserbestrahlung nachweisbar. Durch Auswertung der Remission im noch nicht therapierten Areal können Gefäß- und Hauteigenschaften rechnerisch bestimmt und als Steuerparameter für das Lasergerät verwendet werden. Diese Steuersignale werden entweder über ein separates Display am Lasergerät angezeigt und dienen dem Operator als unterstützender Hinweis oder bewirken im Lasergerät selbst eine Veränderung von Fluence, Pulsbreite oder Frequenz in Richtung auf eine effizientere und nebenwirkungsärmere Therapie.

[0025] Gemäß der Erfindung wird auch der Bräunungszustand der Haut remissionsspektroskopisch erfasst, als Melanin-Index quantitativ ausgedrückt und zur Steuerung der Laseranlage verwendet werden. Eine präoperative Bräunung kann ein Ausschlussgrund für eine Lasertherapie sein. Zudem steigen bei starker Bräunung durch eine nichtabge-

stimmte Laserwellenlänge und Fluence die Schmerzempfindungen und die Nebenwirkungsgefahr an. Die VIS-NIR-Spektralsensorik gestattet darüber hinaus die Bestimmung physiologischer und morphologischer Gefäßparameter wie des relativen Wassergehalts, der relativen Sauerstoffsättigung sowie der Gefäßstruktur. Für die rechentechnische Auswertung der Spektren werden Haut-Gefäß-Modelle verwendet, die als inverses Problem für verschiedene Krankheitsbilder der Haut vorhanden sind oder geschaffen werden können.

[0026] Ein weiterer Grundgedanke der Erfindung besteht in der Anordnung zusätzlicher Sensoren im Laserhandstück wie u. a. für Temperatur (Silizium-Widerstandssensor, Thermistor), Feuchte (kapazitiv, FET) und Kontaktdruck (Silizium-Sensor), mit denen beim berührenden Laserhandstück entsprechende Messwerte überwacht und mit Referenzwerten verglichen werden, die für eine effiziente und nebenwirkungsarme Therapie erforderlich sind. Diese sind entweder wie die Hauttemperatur bekannt oder werden wie der Kontaktdruck und Feuchte in Vorversuchen ermittelt und in der elektronischen Auswerteeinrichtung zur Referenzbildung abgespeichert. Bei einem nichtberührenden Laserhandstück lässt sich die Gewebetemperatur über einen Strahlungstemperaturmesser (Thermopile, pyroelektrischer Sensor) bestimmen. Dieses Messverfahren hat außerdem den Vorteil, dass nicht nur die Oberflächentemperatur sondern auch thermische Effekte in tieferen Schichten einbezogen werden.

[0027] Die Erfindung ist weiterhin durch eine Messanordnung gekennzeichnet, die aus einem gepulsten Hochleistungs-Diodenlaser mit rotem Zielstrahllaser, vorzugsweise mit einer Wellenlänge von 810 nm, einer Frequenz bis 4 Hz, einer variablen Energiedichte bis 64 J/cm², einer variablen Pulsbreite bis 60 ms und einer Laserspotgröße bis zu 12 mm besteht. Die Lichtleiteinrichtung zur Laserstrahlzuführung ist vorzugsweise aus einem optischen Hohlraum-Leitersystem oder aus einem Bündel von LOH-Quarzglasfasern aufgebaut. Die Beleuchtungsquelle für die Remissionsuntersuchungen besteht aus einer 100 W-Wolfram-Halogenlampe, die aus einem stabilisierten Netzteil gespeist wird. LOH-Quarzlichtleiter sorgen für Lichtleitung zum Gewebe und leiten das remittierte Licht zu den Spektrometermodulen. Dabei sind für den VIS- und NIR-Bereich unterschiedliche Spektrometermodule vorgesehen, die von den jeweils n Detektor-Lichtleitern entweder im Multiplex angesteuert werden oder im Parallelbetrieb in n-facher Anzahl vorhanden sind. Die miniaturisierten Spektrometermodule haben vorzugsweise eine spektrale Auflösung von 5 nm im VIS-Bereich und von 10 nm im NIR-Bereich. Weiterhin ist über ein IR-Lichtleiterbündel (z. B. aus As-Te-Glas) ein integrierter Temperaturstrahlungsdetektor realisierbar. Schließlich sorgt eine Auswerte-Steuerungs-Elektronik (Build-In-Computer aus PC-Card- oder Mikrorechner-Baugruppen) für eine Steuerung des Lasergerätes, die Kommunikation zwischen den Baugruppen und die Auswertung der Signale des Mehrfachsensorsystems. Mehrere Stromversorgungsbaugruppen stellen die nötigen Betriebsspannungen bereit.

[0028] Ein weiterer Grundgedanke der Erfindung ist, dass die Laserstrahlungsquelle und die Halogenlampenstrahlung über einen optischen Umschalter (Shutter) abwechselnd in die zentrale Lichtleiteinrichtung des Laserhandstücks eingekoppelt werden. Dadurch lassen sich vorteilhaft die remissionsspektroskopisch beobachteten Hautareale mit den zu therapierenden kombinieren. Weiterhin wird auf diese Art auch die Ankopplung einer CCD-Videokamera ermöglicht, wodurch in der Bestrahlungsphase mit der Halogenlampe ein Bild vom zu therapierenden Gewebe aufgezeichnet und nach einer Computerbildanalyse zur Lasersteuerung verwendet werden kann.

[0029] Gemäß der Erfindung werden die Signale der Mehrfach-Remissionssensoranordnung von größeren varikösen Gefäßen zur Anzeige der Verfahrenrichtung des Laserhandstücks mittel einer mehrteiligen LED-Indikatoreinrichtung verwendet. Dies wird durch eine Ausnutzung unterschiedlicher spektraler Merkmale von varikösen Gefäßen, gelaserten Gefäßen sowie gesundem Gewebe erreicht. Ein eingeschaltetes Indikatorelement (z. B. eine LED) soll dabei dem Operator die Verfahrenrichtung des Laserhandstücks anzeigen.

[0030] Die Erfindung soll nachstehend anhand eines Ausführungsbeispiels erläutert werden.

[0031] Die Zeichnungen zeigen:

[0032] Fig. 1 Seitenansicht des Laserhandstückes mit Mehrfach-Sensorsystem

[0033] Fig. 2 Draufsicht des Laserhandstückes entsprechend Fig. 1

[0034] Fig. 3 Unteransicht des Laserhandstückes entsprechend Fig. 1

[0035] Fig. 4 Darstellung der Messanordnung

[0036] Das dieser Erfindung zugrunde liegende sensorgesteuerte Laserhandstück erfüllt wesentliche medizinisch-technische Anforderungen an eine selektive Lasertherapie von Blutgefäßen sowie Haut- und Wundgeweben. Dies betrifft die Durchführung effizienter und nebenwirkungsarmer, lasertherapeutischer Maßnahmen an Patienten, die dabei nur einer geringen Schmerzbelastung ausgesetzt sein sollen.

[0037] In den Fig. 1, 2 und 3 sind schematische Darstellungen des Laserhandstücks zur remissionsgesteuerten, selektiven Lasertherapie von Blutgefäßen und Hautgeweben mit Mehrfach-Sensorsystem in verschiedenen Ansichten dargestellt, die als sensorisches Kernstück eine remissionsspektroskopische Anordnung von Lichtleitern enthalten. Das Laserhandstück besteht aus einem portablen Gehäuse 1 mit einer seitlich angeordneten Kontaktkühleinrichtung 8. Die Laserstrahlungsübertragungseinrichtung 2 besteht im wesentlichen aus einem zylindrischen Quarzkörper mit einem typischen Durchmesser von 10 mm und liegt auf dem zu therapierenden Hautareal auf. Zur Verbesserung der optischen und thermischen Ankopplung zwischen Laserhandstück und Hautgewebe (Laserphotonen 10) kann das Hautgewebe 9 mit einer dünnen Schicht Ultraschallgel überzogen sein. An der Lichtaustrittsfläche des Laserhandstückes befinden sich Halbleiter-Drucksensoren 6, die zur Einhaltung eines Kontaktdruckes des Laserhandstückes zwischen einem experimentell ermittelten oberen und unteren Grenzwert verwendet werden. Weiterhin ist an dieser Lichtaustrittsfläche ein Kontakttemperatursensor 7 zur Überwachung der oberflächlichen Hautgewebetemperatur angeordnet. Mit ihm soll die Überschreitung einer kritischen Hauttemperatur signalisiert werden, die durch eine zu große Laserstrahlungsleistung zu dauerhaften Epidermisschädigungen führt. Ringförmig um die Laserübertragungseinrichtung 2 ist eine Halogenlampen-Strahlungsübertragungseinrichtung 3 angeordnet, die aus einer größeren Anzahl von LOH-Quarzlichtleiterfasern besteht. Die Lichtleiter weisen eine hohe Transmission im Wellenlängenbereich von 400 bis 2500 nm auf. Dazwischen ist abwechselnd die ringförmige Remissions-Strahlungsübertragungseinrichtung 4 ebenfalls aus LOH-Quarzlichtleiterfasern angeordnet, so dass mit Glasfasern im Millimeter-Abstand das Hautgewebe 9 mit Halogenlampenlicht bestrahlt (emittierte Photonen 11) und das remittierte Licht aufgenommen werden kann (remittierte Photonen 12). Die Anzahl der jeweils an-

gebrachten Sende- und Detektor-Lichtleiter soll möglichst groß sein und richtet sich nach den technologischen Fertigungsmöglichkeiten. Die Lichtleiteranordnungen **3** und **4** sind seitlich konzentrisch an der Laserübertragungseinrichtung **2** derartig angebracht, dass durch einen Abstand von einigen Millimetern über dem Hautgewebe eine berührungslose Messung der Remission ermöglicht wird. Dadurch sollen Verfälschungen durch den Kontaktdruck des Laserhandstückes vermieden werden. Durch die konzentrische Anordnung der Remissionslichtleiter **4** kann weiterhin bei beliebiger Verfahr-
 richtung des Laserhandstückes auf dem zu therapierenden Hautareal gewährleistet werden. Die bezüglich der Verfahr-
 richtung vorderen Quarzlichtleiter **4** nehmen die Remission des nicht gelaserten, untherapierten Hautareals auf, während die gegenüberliegenden, hinteren Quarzlichtleiter **4** die Remission des gelaserten, therapierten Hautareals registrieren. Durch eine geeignete Auswertung der Remissions- und anderen Sensorsignale kann daher bei der Gefäßtherapie eine un-
 gewollte Mehrfach-Laserung des Hautgewebes vermieden oder bei größeren Gefäßen eine Anzeigeeinrichtung ange-
 steuert werden, die dem Therapeuten bei der manuellen Bewegung des Laserhandstückes über der Haut einen Richtungs-
 hinweis liefert. Dazu sind auf der oberen Seite des Laserhandstückes elektronische Indikatoreinrichtungen **13** angebracht, die so angesteuert werden, dass die Fortbewegung in Richtung eines zu therapierenden Gefäßes durch einen leuchtenden LED-Pfeil gekennzeichnet wird. Dies ist nicht zuletzt deshalb notwendig, da die bevorzugte Verfahr-
 richtung des Laserhandstückes durch die Kontaktkühleinrichtung **8** vorgegeben ist. Diese liegt auf der Haut auf und kann die Lage der zu
 therapierenden Gefäße verdecken. Zur berührungslosen Bestimmung der Gewebetemperatur ist weiterhin eine Infrarot-
 strahlungs-Temperaturmesseinrichtung **5** vorgesehen, die aus einem Lichtleitermaterial gefertigt wird, welches sehr gut
 infrarote Strahlung bei 10 µm durchlässt. Gegenüber dem vorgenannten Kontaktthermometer **7** lassen sich hiermit Aus-
 sagen zum Temperaturverhalten des Hautgewebes ohne Druckbeeinflussung machen.

[0038] Die Messanordnung zur remissionsgesteuerten, selektiven Lasertherapie von Blutgefäßen und Hautgeweben ist
 in **Fig. 4**: dargestellt und besteht aus einem Lasergerät **14**, vorzugsweise aus einem Diodenlaser mit einer Wellenlänge
 von 810 nm, einer Frequenz bis 4 Hz, einer variablen Energiedichte bis 64 J/cm² und einer variablen Pulsbreite bis
 60 ms. Das Lasergerät **14** ist in seinen Betriebsparametern wie Laserfluence, Pulsdauer und Pulsfrequenz durch die elek-
 tronische PC- oder Mikrorechner-Steuerungsbaugruppe **17** einstell- oder regelbar. Die Laserstrahlung wird durch eine
 Lichtleiteinrichtung **2** an das Laserhandstück mit einer Spotgröße bis zu 12 mm übertragen und tritt als eine Anzahl von
 Photonen **10** in das Hautgewebe **9** ein. Eine stabilisierte Wolfram-Halogen-Lampe mit einer Leistung bis zu 100 W dient
 als spektroskopische VIS-NIR-Strahlungsquelle **15**, deren Licht über ein Glasfaserbündel geleitet und die im Laserhand-
 stück als konzentrischer Ring ausgeführt wird. Sie kann durch die Steuerungsbaugruppe **17** geschaltet werden. Die Re-
 missionssignale **12** werden in **Fig. 2** durch einen LOH-Quarzlichtleiter **4** aufgenommen und schematisch für alle konzen-
 trisch angeordneten Detektorlichtleiter (Anzahl n) an das VIS-NIR-Spektrometersystem **16** geführt. Im Eingang des
 VIS-NIR-Spektrometersystems **16** befindet sich entweder ein optischer Multiplexer, der nacheinander die n Detektor-
 lichtleiter **4** an ein VIS-NIR-Spektrometersystem im seriellen Betrieb anschaltet, oder es sind alternativ für einen Paral-
 lelbetrieb n VIS-NIR-Spektrometersysteme angeordnet. Das miniaturisierte VIS-Spektrometermodul besteht aus einem
 Glaskörper mit einem faseroptischen Eintritts-Querschnittswandler, einem abbildenden, holografisch geblazten Gitter als
 dispersivem Element sowie einer Silizium-Zeile in CCD- oder Diodentechnik. Die Silizium-Zeile weist eine Struktur
 von 256 Pixel auf, die im Wellenlängenbereich von 300 nm bis 1150 nm eine ausreichende Pixelauflösung von 3,2 nm
 gewährleisten. CCD-Zeilen haben einen größeren Dynamikbereich und ein geringeres Rauschen als Diodenzeilen. Die
 Silizium-Zeilen wandeln in bekannter Weise das spektral zerlegte Licht in elektrische Signale um, die über herkömmli-
 che elektronische Schaltungen wie Verstärker, Multiplexer und Analog-Digital-Umsetzer der Auswerte- und Steuerungs-
 baugruppe **17** zugeführt werden. In konstruktiv ähnlicher Weise ist das miniaturisierte NIR-Spektrometermodul mit einer
 128-er Diodenzeile aus InGaAs auf einem Quarzglaskörper aufgebaut. Für eine hohe Rauschunterdrückung ist hier eine
 integrierte thermoelektrische Kühlung auf 0°C erforderlich. Bei einem Wellenlängenbereich von 900 bis 1700 nm wird
 eine Pixelauflösung von 6,25 nm erreicht, die bekanntlich für die stark überlappenden NIR-Banden als ausreichend an-
 gesehen werden kann. Stromversorgungs- und Nachweisschaltungen der weiteren Sensoren **5**, **6**, **7** entsprechen dem be-
 kannten Stand der Technik und sind in **Fig. 4** nicht im einzelnen dargestellt. Die Auswerte- und Steuerungsbaugruppe **17**
 mit den jeweiligen Stromversorgungsbaugruppen besitzt einen PC-Card- oder Mikrorechnerkern, mit dem alle Ansteue-
 rungsaufgaben für die Spektrometerzeilen (Integrationszeit, Kompensation, Referenzierung), das Lasergerät und die Ha-
 logenlampe sowie die rechentechnische Auswertung der Remissions- und Sensorsignale vorgenommen werden. Dazu
 sind in der Auswerte- und Steuerungsbaugruppe **17** die entsprechenden remissionsspektroskopischen Modelle, Verfah-
 ren und Auswertelgorithmen gespeichert. Die zeitlichen Abläufe von Laserbestrahlung und Detektion durch die Mehr-
 fach-Sensorik werden durch die Steuerungsbaugruppe **17** derart realisiert, dass für herkömmliche Verfahrensgeschwin-
 digkeiten im Bereich von 1 cm/s eine on line-Steuerung des Laserhandstück mit einem Mehrfach-Sensorsystem zur Diagno-
 stik von Blutgefäßen und Hautgeweben ermöglicht wird.

55

Liste der verwendeten Bezugszeichen

- 1 portables Gehäuse des Laserhandstückes
- 2 Laserstrahlungsübertragungseinrichtung
- 3 Halogenlampen-Strahlungsübertragungseinrichtung
- 4 Remissions-Strahlungsübertragungseinrichtung
- 5 Infrarotstrahlungs-Temperaturmesseinrichtung
- 6 Kontaktdrucksensoren
- 7 Kontakttemperatursensor
- 8 Kontaktkühleinrichtung
- 9 Hautgewebe
- 10 Laserstrahlung
- 11 Halogenlampenstrahlung
- 12 remittierte Photonen

13 elektronische Indikatoreinrichtungen

14 Lasergerät

15 VIS-NIR-Strahlungsquelle

16 VIS-NIR-Spektrometersystem

17 Auswerte- und Steuerungsbaugruppe sowie Stromversorgungsbaugruppe

5

Patentansprüche

1. Anordnung mit einem Laserhandstück zur sensorgesteuerten, selektiven Lasertherapie von Blutgefäßen und Hautgeweben sowie zur Steuerung von Parametern eines Lasertherapiegerätes **dadurch gekennzeichnet**, dass in unmittelbarer Nähe der Laserstrahlaustrittsfläche des Laserhandstückes in konzentrischer, polygonaler oder gegenüberliegender Form ein Mehrfach-Sensorsystem mit mindestens zwei gleichen oder unterschiedlichen Komponenten angeordnet ist. 10
2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine Komponente des Mehrfach-Sensorsystems auf einem remissionsspektroskopischen Prinzip beruht und vorzugsweise mit sichtbaren und/oder naher infraroter Strahlung betrieben wird. 15
3. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Mehrfach-Sensorsystem die spektrale Remission von Blutgefäßen und Hautgeweben in berührender und/oder nichtberührender Weise über der Gewebeoberfläche aufnimmt.
4. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Mehrfach-Sensorsystem die spektrale Remission in nichtberührender Weise vor und nach dem zu therapierenden Gewebeareal aufnimmt, die konstruktiv durch eine geometrisch zurückgesetzte Anbringung der Lichtleiter der Remissionssensoren am Laserhandstück gewährleistet wird. 20
5. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Mehrfach-Sensorsystem Komponenten zum Nachweis der spektralen Remission sowie von Temperatur, Druck, Ultraschall und Feuchte enthält, die in unmittelbarer Nähe oder innerhalb der Laserstrahlaustrittsfläche vor, zwischen und nach Laserpulsen Sensorsignale über den Gewebezustand registrieren, woraus Steuerungssignale für ein manuelles oder automatisches Therapie regime des Lasergerätes abgeleitet werden. 25
6. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die remissionsspektroskopische Komponente des Mehrfach-Sensorsystems zur lokalen Einschätzung des präoperativen Bräunungszustandes des Hautareals und weiterer physiologischer und morphologischer Gefäß- und Hautparameter wie der relativen Sauerstoffsättigung und dem relativen Wassergehalt verwendet wird. 30
7. Anordnung nach Anspruch 1 und 5, dadurch gekennzeichnet, dass eine Komponente des Mehrfach-Sensorsystems zur Temperaturmessung der Gewebeoberfläche dient, wodurch bei Überschreitung bekannter thermischer Grenzwerte eine Schädigung epidermaler und dermaler Bereiche durch Steuerung der Laserparameter vermieden wird. 35
8. Anordnung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass zur Temperaturmessung nichtberührende Infrarot-Temperaturstrahlungsmesser und/oder berührende Halbleiter-Temperatur Sensoren/Thermoelementsensoren vorgesehen sind.
9. Anordnung nach Anspruch 1 und 3, dadurch gekennzeichnet, dass im Mehrfach-Sensorsystem bei berührender Betriebsweise eine Einrichtung zur Kontaktdruckmessung zwischen der Gewebeoberfläche und dem Handstück angeordnet ist, wodurch bei Über- bzw. Unterschreitung bekannter Druckgrenzwerte ein Warnsignal ausgelöst wird und eine unzulässige manuelle Gewebekompression bzw. ein Kontaktverlust vermieden werden kann. 40
10. Anordnung nach Anspruch 4, gekennzeichnet durch Verwendung von folgenden funktionsbestimmenden Komponenten: 45
 - einem gepulsten Hochleistungs-Diodenlaser mit rotem Zielstrahl laser, vorzugsweise beim Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 810 nm, einer Frequenz bis 4 Hz, einer variablen Energiedichte bis 64 J/cm² und einer variablen Pulsbreite bis 60 ms
 - einem Laserhandstück und integrierter Kontaktkühlung
 - LED-Indikatoreinrichtung zur Anzeige der Verfahr richtung des Laserhandstückes 50
 - Lichtleiteinrichtungen zur Laserstrahlzuführung und Beleuchtung
 - LOH-Quarzlichtleiter zur VIS-NIR-Remissionsspektroskopie
 - einem oder mehreren VIS-NIR-Spektrometermodulen
 - einer Halogen glühlampe als spektroskopische Beleuchtungsquelle
 - einem IR-Lichtleiterbündel 55
 - einem integrierten Temperaturstrahlungsdetektor
 - einem integrierten Kontaktdrucksensor
 - Auswerte-Steuerungs-Elektronik (Build-In-Computer aus PC-Card- oder Mikrorechner-Baugruppen)
 - Stromversorgungsbaugruppen
11. Anordnung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass zur Zuführung der Halogenlampen-Strahlung im Laserhandstück entweder die Laserstrahlungsübertragungseinrichtung oder ein separates LOH-Quarzlichtleiterbündel mit konzentrischer, polygonaler oder gegenüberliegender Anordnung der Lichtaustrittsseiten vorgesehen ist. 60
12. Anordnung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass eine alternierende Zuführung der Laser- und Halogenlampestrahlung in das zu therapierende Gewebe über einen optischen Umschalter oder eine entsprechende mechanische Shuttereinrichtung vorgesehen ist. 65
13. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass den Mitteln zur sensorgesteuerten, selektiven Lasertherapie eine CCD-Videokamera mit telezentrischer Zoom-Optik oder ein Bildleiter-System für die Bilderfassung und Dokumentation mit anschließender Computerbildanalyse zugeordnet ist.

14. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass ermittelte Farbmerkmale zur Charakterisierung von lokal varikösen, bereits lasertherapierten oder gesunden Gefäßabschnitten zur Steuerung der Laserparameter verwendbar sind.

15. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die spektrale Remission von n unterschiedlich lokalisierten Detektor-Lichtleitern im Laser-Handstück entweder an die gleiche Anzahl von n Spektrometermodulen zur gleichzeitigen, parallelen Auswertung oder über einen entsprechenden Lichtleiterumschalter mit n Eingängen und einem Ausgang nacheinander an ein Spektrometermodul zur aufeinanderfolgenden, seriellen Auswertung geleitet wird.

16. Anordnung nach Ansprüchen 12 und 14, dadurch gekennzeichnet, dass die spektrale Remission und/oder das Videobild die Lokalisation großer venöser Gefäße und die Beurteilung des Therapieerfolges über eine elektronische Anzeige ermöglicht und eine exakte manuelle oder automatische Führung des Laserhandstückes über dem Gewebe gestattet wird, ohne dass man bei einer visuellen Begutachtung gezwungen ist, seine Laser-Schutzbrille abzusetzen.

17. Anordnung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass Indikatorelemente (typischerweise acht LED oder LCD) an der Oberseite des Laserhandstückes angeordnet sind, von denen ein Lokalisationssignal eines varikösen Gefäßes in der Gewebeumgebung angezeigt wird.

18. Anordnung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass Indikatorsignale aus der spektralen Remission und von anderen Sensoren lageabhängig von einem varikösen Gefäß und der normalen Gewebeumgebung abgeleitet und zur Steuerung der Laserparameter verwendet werden.

19. Anordnung nach Anspruch 3 und 11, dadurch gekennzeichnet, dass im Laserhandstück auswechselbare Teile mit Bestrahlungs- und Detektor-Lichtleitern unterschiedlicher Lichteintritts- und -austrittsflächen (plan, sphärisch, parabel- und hyperbelförmig) vorgesehen sind, die einen angepassten Remissionsnachweis ausgewählter variköser Gefäße bezüglich Tiefe und Struktur verwirklichen.

20. Anordnung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Laserhandstück bei nichtberührender Betriebsweise mit Hilfe von Abstandshalter, Abstandssensor und Anzeigevorrichtung in einer definierten Lage über dem zu therapierenden Gewebe positioniert wird.

21. Anordnung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass der Abstandssensor vorzugsweise nichtinvasiv nach einem optischen Triangulations- oder einem remissionsspektroskopischen Prinzip wirkt.

22. Anordnung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Laserhandstück bei nichtberührender Betriebsweise eine Vorrichtung zur Kühlung des lasertherapierten Hautareals mittels Kältespray enthält, welches solche Streu- und Absorptionseigenschaften aufweist, die eine remissionsspektroskopische Untersuchung nicht behindern.

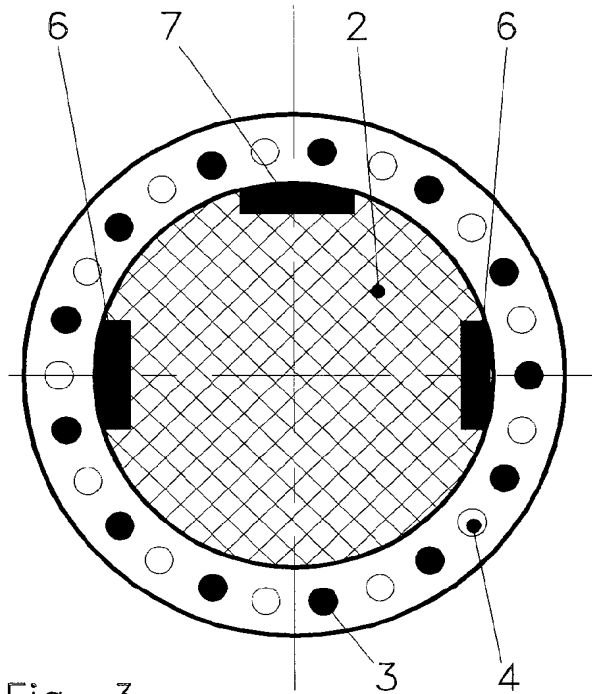
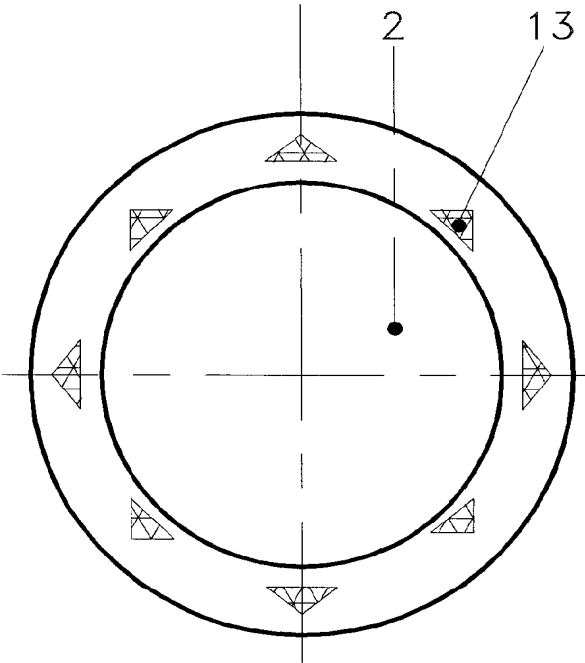
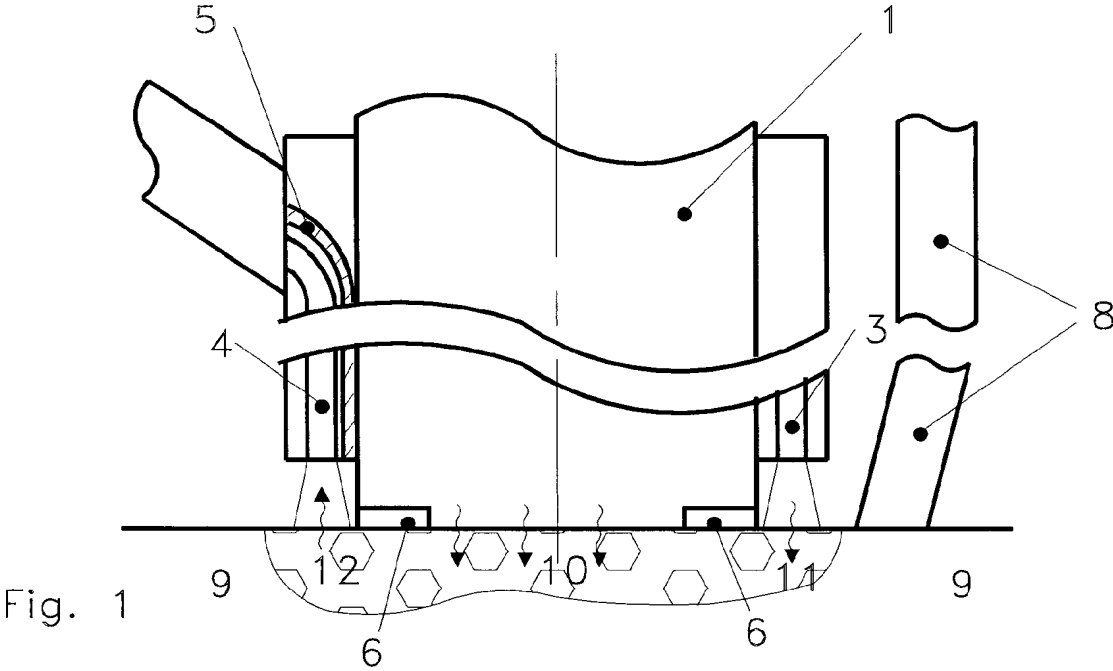
23. Anordnung nach Anspruch 1 und 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Anordnung einen berührenden Ultraschallsensor enthält, der zur Lokalisation von Fettgewebe eingeschlossener, tieferliegender variköser Gefäße wirkt.

24. Anordnung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch die Verwendung zur schonenden Behandlung von Blutgefäßen, Wund- und Hautgeweben mit vergleichsweise niedrigen Laserenergien (Low Level Laser Therapie).

25. Anordnung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass eine intra-orale oder epikutane Applikation von Dioden-Laserlicht am Nervenaustrittspunkt zur Beseitigung des vaskulären Kopfschmerzes mittels einer moderaten Trigemini-Reizung eingesetzt wird, wobei das Laserhandstück zur Lagelokalisation sowohl berührend als auch nichtberührend verwendbar ist.

26. Anordnung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch die Verwendung zur schonenden Entfernung von Tattoos und Schmutztätowierungen, wobei durch die vornehmlich spektroskopische Beurteilung der Pigmentzusammensetzung vor dem Lasereinsatz eine individuell maßgeschneiderte Therapie mit besseren Behandlungsaussichten und kalkulierbaren Nebenwirkungen ermöglicht wird.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen



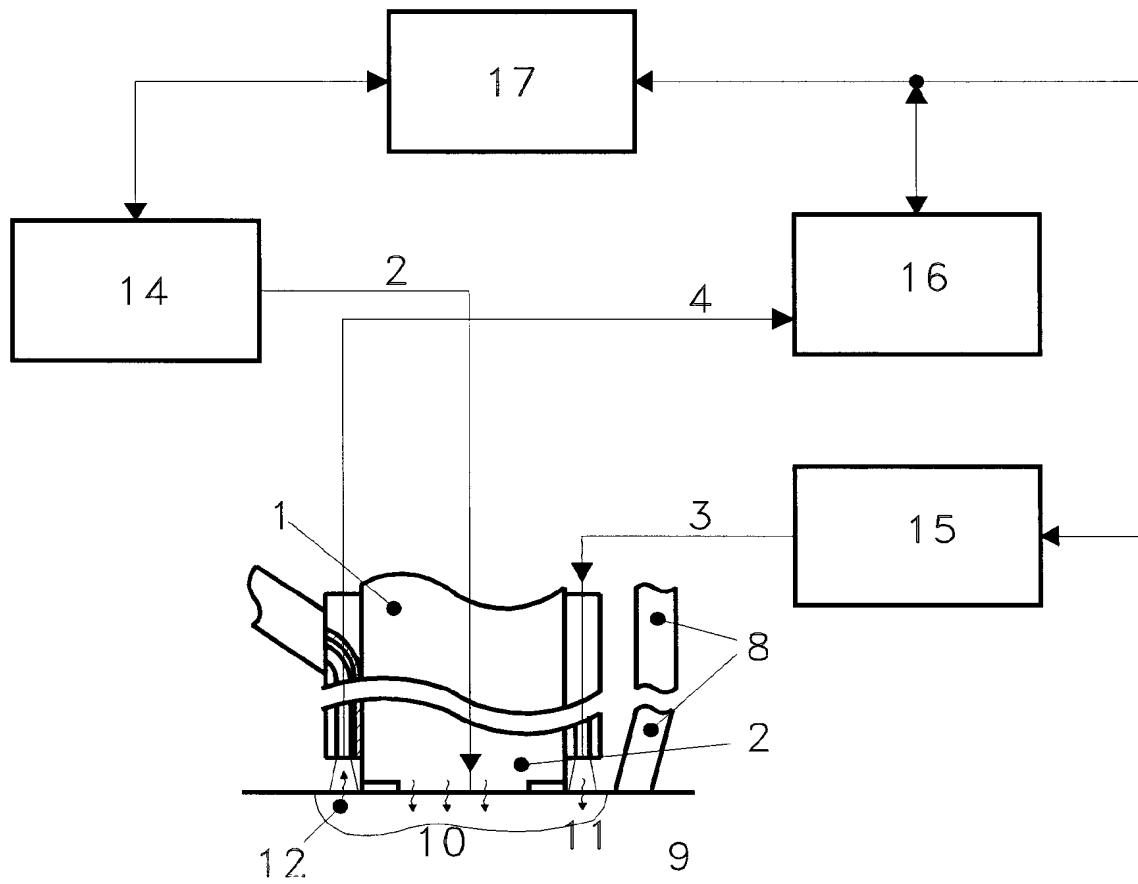





Fig. 4

Light therapy unit has infrared or polarizing filter in push in module is cooled by input air flow**Publication number:** DE10140715 (A1)**Publication date:** 2002-03-14**Inventor(s):** BOETTGER RALF FREDERIC [CH]**Applicant(s):** B & P AG ROSCHACHERBERG [CH]**Classification:****- international:** **A61N5/06; A61N5/073; A61N5/00; A61N5/06;** A61N5/00;
(IPC1-7): A61N5/06**- European:** A61N5/06C2**Application number:** DE20011040715 20010824**Priority number(s):** DE20011040715 20010824; DE20002014735U 20000825**Also published as:** DE20014735 (U1) CH695664 (A5) AT5177 (U1)**Abstract of DE 10140715 (A1)**

The light therapy unit outer housing (1) has the infrared or polarizing filter in a push in module (7) in front of the light mount (10) with light (2) and heat reflection filter (8) and cooled by the inflow of cooling air towards the fan (3).

.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



⑱ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 101 40 715 A 1**

⑤① Int. Cl.⁷:
A 61 N 5/06

⑳ Aktenzeichen: 101 40 715.7
㉔ Anmeldetag: 24. 8. 2001
㉓ Offenlegungstag: 14. 3. 2002

DE 101 40 715 A 1

⑥⑥ Innere Priorität:
200 14 735. 8 25. 08. 2000

⑦① Anmelder:
"b & p" AG, Roschacherberg, CH

⑦④ Vertreter:
BOEHMERT & BOEHMERT, 28209 Bremen

⑦② Erfinder:
Böttger, Ralf Frederic, Rorschacherberg, CH

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ Lichttherapiegerät

⑤⑦ Ein Lichttherapiegerät, aufweisend ein Gehäuse, das aus mindestens zwei Teilen zusammengesetzt ist, die durch eine lösbare Verbindung aneinander befestigt sind und zusammen einen Innenraum begrenzen, wobei in dem Innenraum eine Lichtquelle und ein Lüfter zur aktiven Führung von Kühlluft im Gehäuse angeordnet sind, wobei das Gehäuse mindestens je eine Lüftungsöffnung für den Zutritt von Kühlluft in das Gehäuse bzw. für den Austritt der Kühlluft aus dem Gehäuse aufweist, ist dadurch gekennzeichnet, daß das Gehäuse eine Aufnahme aufweist, über die entnehmbar ein Filterelement in den Innenraum des Gehäuses einschiebbar ist, ohne daß die Verbindung zwischen den Gehäuseteilen geöffnet werden muß, wobei ein Mittel vorhanden ist, das dafür ausgelegt ist, mit einem eingeschobenen Filterelement lösbar in Eingriff gebracht zu werden.

DE 101 40 715 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft ein Lichttherapiegerät zur Erzeugung von Licht in einem bestimmten Wellenlängenbereich für die kosmetische und/oder medizinische Behandlung eines menschlichen und/oder eines tierischen Körpers.

[0002] Die sogenannte Lichttherapie, gemäß der Licht bestimmter Wellenlänge zur Bestrahlung der menschlichen (oder tierischen) Haut eingesetzt wird, um bestimmte physische oder psychische Effekte zu stimulieren, gewinnt im medizinischen und kosmetischen Bereich zunehmend an Bedeutung. Erfolge lassen sich insbesondere bei der Behandlung unreiner Haut, Akne, bei der Aktivierung des Stoffwechsels sowie der Regeneration beschädigter Hautpartien erzielen. Die Therapie hat sich jedoch auch im Bereich der Wundheilung, bei Ermüdungserscheinungen, Depressionen, Herpes, chronischen Schmerzen, Migräne, und auch zur Prävention der vorgenannten Indikationen sowie zur Triggerpunktbehandlung als äußerst vielversprechend erwiesen. Die Bestrahlung kann im wesentlichen auf der gesamten Körperoberfläche durchgeführt werden, so z. B. im Gesicht, auf dem Rücken, im Schulter-Nacken-Bereich usw. Zu den Vorteilen der Therapie zählt u. a. auch die Tatsache, daß so gut wie keine unerwünschten Nebenwirkungen auftreten. Die Lichttherapie eignet sich demzufolge auch sehr gut zur Selbstbehandlung des Patienten bei sich Zuhause.

[0003] Aus diesem Grunde wurden auf dem Markt zunehmend Geräte für die Lichttherapie entwickelt, die darauf abzielen, dem laienhaften Benutzer eine unkomplizierte und bequeme Handhabung des Geräts zu ermöglichen.

[0004] Ein derartiges Lichttherapiegerät, das dafür ausgelegt ist, während der Verwendung vom Benutzer in der Hand gehalten zu werden, ist in der EP 0 311 125 offenbart. Dieses bekannte Lichttherapiegerät weist eine Lichtquelle sowie einen sogenannten "Brewster-Polarisator" auf, der das von der Lichtquelle ausgesandte Licht in linear polarisiertes Licht umwandelt. Das Licht tritt durch eine Lichtfilterplatte hindurch aus dem Gerät aus. Die gesamte vorbeschriebene Lichtanordnung befindet sich in einem Innengehäuse, welches aus zwei röhrenförmigen Teilen gebildet wird, die miteinander einen definierten Winkel einschließen und deren äußeren Enden jeweils von der Lampe bzw. der Lichtfilterplatte luftdicht verschlossen werden. Das Innengehäuse befindet sich in einem äußeren Gehäuse, welches äußere Gehäuse zudem einen Entlüfter enthält. Dieser ist, vom inneren Gehäuse beabstandet, in einem Teil des äußeren Gehäuses untergebracht ist, welcher als Handgriff ausgebildet ist. Die zur Kühlung benötigte Luft tritt an einem Ende des äußeren Gehäuses in einen ringförmigen Spalt zwischen dem inneren und dem äußeren Gehäuse in letztgenanntes ein, verläuft dann entlang dem inneren Gehäuse und tritt hinter dem Lüfter aus dem als Handgriff ausgebildeten Teil des äußeren Gehäuses aus. Das innere Gehäuse dient bei der bekannten Konstruktion dazu, die optischen Elemente Lampe und Brewster-Polarisator gegen eindringenden Staub zu schützen.

[0005] Eine weitere Vorrichtung zur Stimulierung biologischer Prozesse mittels polarisierten Lichts ist in der DE 32 20 218 beschrieben. Auch die aus dieser Druckschrift bekannte Konstruktion weist im wesentlichen eine Lampe, einen Polarisator, der als Brewster-Polarisator, als Spiegelpolarisator, als Polaroidfilter, als Nicol'sches Prisma oder als eine andere Anordnung ausgebildet sein kann, sowie, gemäß einigen Ausführungsformen, einen Ventilator zur Kühlung auf. Es wird jedoch betont, daß ein solcher Ventilator nicht wesentlich ist und demzufolge weggelassen werden kann. Des weiteren ist es aus dieser Druckschrift bekannt, vor der Lampe einen Infrarotfilter anzuordnen, um

das Auftreten unerwünschter Wärmeeffekte auf der behandelten Hautpartie zu vermeiden. Schließlich umfaßt die Anordnung ein aus mehreren Linsen aufgebautes Ablenkssystem, um das Licht der Lampe parallel zur optischen Achse auszurichten und eine möglichst gleichmäßige räumliche Verteilung zu erreichen. Die genannten Komponenten sind in einem röhrenförmigen, länglichem Gehäuse untergebracht. Auf der Unterseite des Gehäuses kann ein Träger angebracht sein, durch den die bekannte Vorrichtung beispielsweise an einer Tischplatte festgeklemt werden kann.

[0006] Die bekannte Vorrichtung weist den Nachteil auf, daß die Filter entweder innerhalb des Gehäuses angebracht und deshalb nicht oder nur schwer zugänglich sind oder aber in einem separaten Aufsatz getrennt von den übrigen Komponenten außerhalb des Gehäuses untergebracht sind, sodaß keine Kühlung des Filters durch einen im Gehäuse befindlichen Lüfter möglich ist. Eine Kühlung ist jedoch unabdingbar, da die heute erhältlichen Polarisationsfilter nur begrenzten Temperaturen standhalten.

[0007] Ausgehend vom genannten Stand der Technik ist es eine Aufgabe der Erfindung, ein Lichttherapiegerät anzugeben, bei dem der Filter leicht zugänglich sein sollte, wobei er dennoch eine Kühlung durch einen Lüfter erfährt.

[0008] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch ein Lichttherapiegerät gelöst, welches ein Gehäuse aufweist, das aus mindestens zwei Teilen zusammengesetzt ist, die durch eine lösbare Verbindung aneinander befestigt sind und zusammen einen Innenraum begrenzen, wobei in dem Innenraum eine Lichtquelle und ein Lüfter zur aktiven Führung von Kühlluft im Gehäuse angeordnet sind, wobei das Gehäuse mindestens je eine Lüftungsöffnung für den Zutritt von Kühlluft in das Gehäuse bzw. für den Austritt der Kühlluft aus dem Gehäuse aufweist, wobei das Gehäuse eine Aufnahme aufweist, über die entnehmbar ein Filterelement in den Innenraum des Gehäuses einschiebbar ist, ohne daß die Verbindung zwischen den Gehäuseteilen geöffnet werden muß, wobei ein Mittel vorhanden ist, das dafür ausgelegt ist, mit einem eingeschobenen Filterelement lösbar in Eingriff gebracht zu werden.

[0009] Da das erfindungsgemäße Lichttherapiegerät eine Aufnahme für den Einschub eines Filterelements aufweist, ist es möglich, das Filterelement, wenn das Gerät nicht in Betrieb ist, dem Gehäuse zu entnehmen. Die Entnahme ist insbesondere deshalb problemlos, weil das Filterelement nicht Teil eines luftdichten Innengehäuses ist, in welchem Fall das Auswechseln des Filterelements, ohne daß Staub in das Innengehäuse eintritt, schwierig wäre. Es ist somit möglich, das herausgenommen Filterelement beispielsweise zu reinigen, zu ersetzen oder teilweise zu ersetzen oder gegebenenfalls, beispielsweise durch ein zusätzliches Filterelement, zu ergänzen und anschließend wieder in die Lichttherapiegerät zurückzusetzen. Zudem liegt es im Ermessen des Benutzers, das Filterelement nur dann in das Gerät einzusetzen, wenn der Lüfter eingeschaltet ist, so daß keine Möglichkeit besteht, daß sich bei ausgeschaltetem Lüfter eventuell Staubteilchen auf dem Filterelement absetzen können. Das Filterelement kann dann, wenn es nicht eingesetzt ist, beispielsweise in einer luftdichten Schutzhülle aufbewahrt werden.

[0010] Bei dem Filterelement kann es sich zum einen um einen Polarisationsfilter, um einen Farbfilter oder um eine Kombination aus einem Polarisationsfilter und einem Farbfilter handeln. Im letztgenannten Fall bilden beide Filter zusammen das Filterelement. Der oder die Filter können gemeinsam auf einer Halterung angebracht sein, welche in die Aufnahme einschiebbar ist. Es sollte deshalb beim Einsatz eines solchen Kombinationsfilters sichergestellt werden, daß zwischen den beiden Filtern keine Luftzutrittsmöglich-

keit besteht, um eine Absetzung von Staub zwischen den einzelnen Filtern zu verhindern. Dies kann beispielsweise durch eine luftdichte Steckverbindung gewährleistet werden.

[0011] Wenn das Filterelement in die Aufnahme eingeschoben ist, befindet es sich in den von den Gehäuseteilen umschlossenen Innenraum, welcher auch den Lüfter enthält. Das eingeschobene Filterelement wird demzufolge von dem vom Lüfter bewegten Kühlluftstrom erfaßt und gekühlt. Dies ist insbesondere dann wichtig, wenn es sich bei dem eingesetzten Filterelement um einen stark wärmeempfindlichen Polfilter handelt, der lediglich bis zu einer Temperatur von maximal 70°C stabil ist. Um eine optimale Kühlung des eingesetzten Filterelements zu erreichen, ist es günstig, wenn sich eine Lüftungsöffnung für den Zutritt von Kühlluft unmittelbar benachbart der Aufnahme für ein Filterelement im Gehäuse befindet. Hierdurch wird gewährleistet, daß ein möglichst großer Teil der Kühlluft mit den beiden Seiten des Filterelements in Kontakt kommt. Die Lüftungsöffnung kann beispielsweise in Form länglicher rechteckiger Schlitze ausgespart sein. Zur Verbesserung der Strömungsverhältnisse wird es jedoch vorgezogen, daß die beiden Teile der Lüftungsöffnung in Form langgestreckter Ellipsensegmente, d. h. mit abgerundeten Kanten, ausgebildet sind. Es sollte darauf geachtet werden, daß ein möglichst großer Teil jeder Seite der Filterplatte von der Kühlluft bestrichen wird. Vorzugsweise bestreicht der Kühlluftstrom mindestens etwa 80 bis 90% der Fläche jeder Seite, um eine optimale Kühlung und Entstaubung der Filterplatte zu gewährleisten. Vorzugsweise sollten alle Lüftungsöffnungen so ausgebildet sein, dass möglichst wenig Streulicht aus dem Gehäuse austreten kann.

[0012] Bei dem Mittel, das dafür ausgelegt ist, mit einem eingeschobenen Filterelement lösbar in Eingriff gebracht zu werden, kann es sich beispielsweise um einen Schnappmechanismus handeln, der leicht von Hand wieder gelöst werden kann, wenn das Filterelement dem Gehäuse erneut entnommen werden soll. Es ist jedoch auch möglich, das Mittel als einfache Steckverbindung ausulegen. Das Mittel kann mit dem Filterelement entweder direkt oder indirekt über dessen Halterung in Eingriff gebracht werden. Durch das Mittel wird sichergestellt, daß das Filterelement nicht ungewollt aus der Aufnahme herausrutscht, beispielsweise wenn die Leuchte gekippt wird.

[0013] Das zwei- oder mehrteilige Gehäuse des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes ist vorzugsweise aus einem Kunststoffmaterial, insbesondere aus ABS oder Polycarbonat hergestellt. Dies hat die Vorteile, daß die Gehäuseroberfläche leicht gereinigt werden kann, das Gehäuse selbst ein nur geringes Gewicht aufweist und die Materialkosten vergleichsweise niedrig sind.

[0014] Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist eine optischen Linse im vorderen Teil des Gehäuses angebracht, durch die das von der Lichtquelle emittierte Licht zumindest teilweise aus dem Gehäuse austritt, wobei in den optischen Strahlengang zwischen Linse und Leuchtmittel eine Lochblende gesetzt ist. Die Blende, welche optional ist, begrenzt das Lichtbündel auf einen bestimmten Durchmesser, wobei der Blendendurchmesser durch die Linse abgebildet wird. Die Lochblende kann mit einem Wahrad ausgestattet sein, mittels dem der Lochblendendurchmesser mechanisch oder elektrisch verstellbar ist. Durch die Linse wird das von der Lichtquelle emittierte Licht gebündelt bzw. fokussiert, sodaß der Lichtstrahl gezielt auf die zu behandelnde Hautoberfläche gelenkt werden kann. Zudem sorgt die Linse dafür, daß der Mantel des Gehäuses, abgesehen von den notwendigen Lüftungsöffnungen, eine im wesentlichen geschlossene Fläche bildet, sodaß

der Eintritt von Staub und anderen kleinen Partikeln minimiert wird.

[0015] Aus Sicherheitsgründen ist es vorzuziehen, daß die Linse in einer Einstülpung in der Gehäusewand angebracht ist. Dies bedeutet, daß die Linse versenkt angeordnet ist. Auf diese Weise ist diese empfindliche optische Komponente gegen ein versehentliches Zerkratzen oder eine Beschädigung beim Herunterfallen des Gerätes besser geschützt. Neben dem Schutz vor einer Beschädigung bietet die abgesenkte Lage der Linse auch einen Schutz vor Fettablagerungen, welche beispielsweise durch Berührung mit der menschlichen Haut entstehen können.

[0016] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes ist die mindestens eine Lüftungsöffnung für den Zutritt von Kühlluft in das Innere des Gehäuses in einem Bereich des Gehäuses ausgespart, welcher eine gekrümmte Oberfläche aufweist. Diese Ausgestaltung hat den Vorteil, daß die mindestens eine Lüftungsöffnung auf diese Weise nicht dadurch blockiert bzw. versperrt werden kann, daß das Gerät im Bereich der Lüftungsöffnung auf der Auflagefläche aufliegt. Die mindestens eine Lüftungsöffnung kann demzufolge nicht durch ein falsches Ablegen der Leuchte von der Luftzufuhr abgeschnitten werden. Wie dies leicht vorstellbar ist, könnte eine Unterbrechung der Kühlluftzufuhr zu einer Überhitzung und damit Beschädigung einzelner Komponenten der Leuchte und insbesondere eines Filters führen. Zusätzlich kann natürlich auch ein Überhitzungsschutz vorhanden sein. Dieser kann beispielsweise aus einem Sensor bestehen, der die Temperatur an der empfindlichsten Stelle der Leuchte erfaßt und ein Temperatursignal an einen Regler ausgibt, welcher die Lichtquelle abschaltet, wenn das vom Sensor übertragene Signal einen vorbestimmten Schwellwert übersteigt. Die genaue Ausgestaltung eines solchen Notabschalters dem Fachmann auf dem Gebiet der Elektronik bekannt und soll hier deshalb nicht näher erläutert werden.

[0017] Die mindestens eine Lüftungsöffnung für den Zutritt von Kühlluft kann als Gruppe von Lüftungsöffnungen ausgebildet sein, die drei bis elf längliche Schlitzöffnungen umfaßt. Diese Öffnungen müssen nicht notwendigerweise dieselbe Länge und/oder Breite aufweisen. Falls sie jedoch bezüglich der Größe unterschiedlich ausgebildet sind, ist darauf zu achten, daß die zu beiden Seiten des genannten Zentrums ausgesparten Öffnungen der Gruppe bezüglich Größe und Form symmetrisch zueinander sind. Falls das Gehäuse im Bereich der Gruppe von weiteren Lüftungsöffnungen rotationsmetrisch ausgebildet ist, können sich die Öffnungen der Gruppe über einen Winkelbereich von bis zu 180° erstrecken. Die Gruppe von Schlitzöffnungen befindet sich vorzugsweise im vorderen Teil des Gehäuses, so daß der vom Lüfter angesaugte Luftstrom sowohl ein in die Aufnahme eingeschobenes Filterelement als auch die Lampe bestreicht. Der Luftstrom wandert somit durch einen Großteil des Innenraumes des Gehäuses.

[0018] Der Lüfter des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes ist, von der Aufnahme für ein Filterelement aus gesehen, vorzugsweise hinter der Lichtquelle angeordnet, und die mindestens eine Lüftungsöffnung für den Austritt der Kühlluft aus dem Gehäuse befindet sich hinter dem Lüfter. Dies bedeutet, daß die Luftströmung von der mindestens einen Lüftungsöffnung für den Zutritt von Kühlluft weiter zur Lichtquelle und an dieser vorbeigeleitet wird, bis sie über den Lüfter durch die Austrittsöffnungen aus dem Gehäuse herausgeführt wird. Somit wird auch die Lichtquelle selbst durch den Kühlmittelstrom abgekühlt. Bei der Lichtquelle kann es sich beispielsweise um eine Kaltlichthalogenlampe, die sowohl für den Niedervolt- als auch für den Hochvoltbereich ausgelegt sein kann, handeln.

[0019] Vorzugsweise ist die mindestens eine Lüftungsöffnung für den Austritt der Kühlluft als Lüftungsgitter ausgebildet. Dies hat gegenüber einer oder wenigen größeren Luftaustrittsöffnung(en) den Vorteil, daß eine Beschädigung der im Inneren des Gehäuses befindlichen Elemente durch ein unerwünschtes Eindringen von Gegenständen durch die Lüftungsöffnung(en) weitestgehend vermieden wird. Das Gitter weist vorzugsweise eine Maschengröße von etwa 1 bis 3 mm auf.

[0020] Es hat sich aus Schutzgründen als vorteilhaft erwiesen, wenn das Lüftungsgitter in einer Vertiefung des Gehäuses angebracht ist.

[0021] Ein weiteres vorteilhaftes Merkmal, welches die Handhabung des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes erleichtert, ist das Vorhandensein eines Hauptschalters zum Ein- und Ausschalten, welcher in einer konkaven Einstülpung der Gehäusewand angebracht ist. Da die Gehäusewand an der Stelle des Hauptschalters konkav ist, befindet sich der Hauptschalter in einer abgesenkten Lage. Er kann somit nicht dadurch versehentlich betätigt werden, daß das Lichttherapiegerät an der Stelle des Hauptschalters auf eine Auflagefläche abgestellt wird und der Hauptschalter durch das Aufliegen auf der Fläche umgelegt wird. Ein unwillentliches Einschalten des Gerätes wird somit erschwert.

[0022] Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist ein Bedienfeld mit mindestens einem Bedienelement an einer Seite der Gehäusewand angebracht ist, über das ein oder mehrere Parameter für die Steuerung der Leuchte einstellbar sind. Die Steuerung erfolgt vorzugsweise über an einer oder mehreren Leiterplatten aufgebrachten Elektronikschaltungen. Auf diese Weise wird die Benutzung der erfindungsgemäßen Lichttherapiegerät für den Benutzer komfortabler. Die einstellbaren Parameter können beispielsweise die Intensität der Beleuchtungsstärke, die Bestrahlungsdauer und den Abruf gespeicherter Behandlungsprogramme umfassen. Die abrufbaren Bestrahlungsprogramme können vom Hersteller der Leuchte einprogrammiert werden, so daß die Verwendung des Gerätes insbesondere für den medizinischen Laien erleichtert wird. Es ist des weiteren möglich, daß über die Bedienelemente die Öffnung einer Lochblende einstellbar ist, welche im Gehäuse angeordnet ist und den Lichtstrahldurchmesser begrenzt.

[0023] Das mindestens eine Bedienelement kann als Foliertaster ausgebildet sein. Auch dies dient der Benutzersicherheit, da derartige Taster nicht leicht aus Versehen betätigt werden können. Zudem sind sie aufgrund ihrer Abwischbarkeit aus hygienischen Gründen vorzuziehen.

[0024] Auf dem Bedienfeld kann daneben ein Anzeigeelement zur Anzeige der eingestellten Parameter vorhanden sein. Hierdurch werden dem Benutzer die wichtigsten Informationen bezüglich des aktuellen Zustands des Gerätes vermittelt. Das Anzeigeelement kann beispielsweise als LCD-Display ausgebildet sein.

[0025] Die aus dem Lichttherapiegerät austretende Kühlluft, die gegenüber der einströmenden Luft erwärmt ist, kann vorteilhaft dazu genutzt werden, aus einem Aromaspeicher Düfte freizusetzen. Ein solcher Aromaspeicher wird zweckmäßigerweise in der Nähe des Kühlluftaustrittes angebracht, entweder innerhalb des Gehäuses als Einschub, in einer ähnlichen Gestaltung wie beim Einschub des Filterelementes, oder außerhalb des Gehäuses als Aufsatz. Gegebenenfalls können an der Außenseite des Gehäuses Luftführungen vorgesehen sein, um den Duftstrom in Richtung auf die Vorderseite des Lichttherapiegerätes umzuleiten, diese sind jedoch nicht unbedingt erforderlich, da beispielsweise der sich selbst behandelnde Benutzer ohnehin zumindest in der Nähe des austretenden Duftstromes sein wird. Als Aromaspeicher kommen beispielsweise poröse Duftöle tra-

gende Materialien in Frage, die gegebenenfalls mit Luftdurchtritten versehen sind. Auch können Duftträger verwendet werden, die von der erwärmten Kühlluft umströmt werden. Die erwärmte Luft sorgt dafür, daß die Düfte in ausreichender Konzentration ausgetragen werden.

[0026] Auf dem Bedienfeld kann daneben ein Anzeigeelement zur Anzeige der eingestellten Parameter vorhanden sein. Hierdurch werden dem Benutzer die wichtigsten Informationen bezüglich des aktuellen Zustand des Gerätes vermittelt. Das Anzeigeelement kann beispielsweise als LCD-Display ausgebildet sein.

[0027] Weitere Merkmale und Vorteile der Erfindung gehen aus der nachfolgenden Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform derselben hervor, die als nicht beschränkendes Beispiel anhand der beigefügten Zeichnungen gegeben ist. In den Zeichnungen zeigen:

[0028] Fig. 1 ein erfindungsgemäßes Lichttherapiegerät im Längsschnitt;

[0029] Fig. 2 das Lichttherapiegerät von Fig. 1 im Querschnitt an der Stelle der Pfeile B-B gesehen;

[0030] Fig. 3 die gleiche Darstellung wie Fig. 1, wobei jedoch die ungefähren Strömungsverhältnisse eingezeichnet sind;

[0031] Fig. 4 eine Seitenansicht des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes bei geschlossenem Gehäuse;

[0032] Fig. 5 eine Draufsicht auf das erfindungsgemäße Lichttherapiegerät;

[0033] Fig. 6 das erfindungsgemäße Lichttherapiegerät von vorne gesehen; und

[0034] Fig. 7 eine Längsschnittansicht durch das Gehäuse in der Ebene der Pfeile F-F gesehen.

[0035] In den Fig. 1 bis 7 ist eine Ansicht einer besonders bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes gezeigt, die von einem Gehäuse 1 umschlossen ist, welches beispielsweise aus einem geeigneten Kunststoff hergestellt sein kann. Bei der Auswahl des Kunststoffes ist darauf zu achten, daß er der durch die Strahlung entstehenden Temperaturbelastung standhalten kann. Insbesondere sollte er gegen lokal auftretende Temperaturgrenzwerte von bis zu 85°C beständig sein. Des weiteren ist eine bestimmte chemische Resistenz des eingesetzten Kunststoffes gegenüber den gängigen Desinfektionsmitteln sowie eine gewisse Biokompatibilität erforderlich, um eine hygienisch einwandfreie Benutzung des Gerätes gewährleisten zu können. Als geeignete Materialien haben sich insbesondere ABS oder Polycarbonat erwiesen.

[0036] Im Innenraum des Gehäuses 1 befinden sich die wesentlichen Elemente des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes, nämlich insbesondere eine Lichtquelle 2 und ein Lüfter 3 zum Führen der Kühlluft innerhalb des Gehäuses. Bei der Lichtquelle kann es sich um eine Kaltlichthalogenlampe handeln, die im Niederspannungs- oder Hochspannungsbereich betrieben wird. Eine derartige Lampe emittiert etwa 12 bis 15% ihrer Strahlung im sichtbaren Bereich von etwa 400 nm bis etwa 780 nm. Die Strahlung ist somit für den Benutzer völlig ungefährlich. Als geeignet hat sich beispielsweise eine Halogenlampe mit einer Leistungsaufnahme von etwa 50 bis 100 Watt erwiesen. Derartige Halogenlampen weisen für gewöhnlich an ihrer Rückseite einen Reflektor 2a auf, der hier paraboloidförmig ausgebildet ist. Der Lüfter 3 kann von jeder bekannten geeigneten Art sein. Es kann sich beispielsweise um einen Flügelradlüfter handeln, der ähnlich einem Ventilator aufgebaut ist.

[0037] Zur Belüftung des Gehäuses sind verschiedene Lüftungsöffnungen 4, 5 und 6 im Gehäuse ausgespart, wobei die Lüftungsöffnungen 4 und 5 dem Zutritt von Kühlluft in das Gehäuse und die Lüftungsöffnungen 6, die hier als Verschlußgitter für den hinteren Teil des Gehäuses ausgebil-

det ist, dem Austritt der erwärmten Kühlluft nach hinten aus dem Gehäuse heraus dienen. Die erste Lüftungsöffnung **4** befindet sich an der Oberseite des Gehäuses **1** unmittelbar benachbart dem äußeren Rand einer Aufnahme **7** für ein Filterelement. Wie dies am besten in der Darstellung der **Fig. 4** und **5** zu sehen ist, ist die Lüftungsöffnung **4** im vorliegenden Fall zweiteilig ausgebildet, wobei sich die erste Hälfte **4a** vor der Aufnahme **7** und der zweite Teil der Lüftungsöffnung **4b** hinter dieser Aufnahme am Ende von Vertiefungen für die Entnahme eines eingesetzten Filterelements befinden. Die Teile **4a** und **4b** der Lüftungsöffnung **4** müssen nicht symmetrisch ausgebildet sein. Der Grund für diese besondere Ausgestaltung liegt in der Art der Luftführung, welche in der Darstellung von **Fig. 3** angedeutet ist. Zusätzlich zu der ersten Lüftungsöffnung **4** existiert bei der vorliegenden Ausführungsform nämlich noch eine weitere Lüftungsöffnung **5** für den Zutritt von Kühlluft, welche weitere Lüftungsöffnungen **5** hier als eine Gruppe von schlitzförmigen Öffnungen an der Unterseite des Gehäuses **1** ausgebildet ist. Der zusätzliche, durch die Lüftungsöffnung **5** eintretende Luftstrom trägt, wie dies in **Fig. 3** zu sehen ist, hauptsächlich zur Kühlung des hinteren Teils eines in die Aufnahme **7** eingeschobenen plattenförmigen Filterelements **7a** bei. Hingegen wird der vordere Teil des Filterelements kaum von dieser zusätzlichen Luftströmung erfaßt. Demzufolge ist es sinnvoll, den Teil **4a** der ersten Luftzutrittsöffnung **4** verschieden von dem zweiten Teil **4b** auszubilden.

[0038] Der durch die Öffnungen **4a** und **4b** eintretende Luftstrom verläuft zunächst entlang der Ebene des plattenförmigen Filterelements vor und hinter dem Filterelement, wobei sich der vor dem Filterelemente verlaufende erste Luftstrom an der Unterseite des Elements mit dem zweiten Luftstrom, welcher an der Öffnung **5** eintritt, vereinigt und mit diesem zusammen entlang dem hinteren Teil des Filterelements geführt wird. Die Luftströmung fließt dann in Richtung des rückwärtigen Endes des Gehäuses, wobei sie in der vorliegenden Ausführungsform auf einen Wärmereflektionsfilter **8** trifft, welcher vor der Lichtquelle angeordnet ist. Durch den Wärmereflektionsfilter wird der Infrarotanteil der von der Lichtquelle **2** emittierten und in Vorwärtsrichtung laufenden Strahlung weitestgehend ausgefiltert. Zusätzlich zur durch die Luftströmung bewirkten Konvektionskühlung findet auf diese Weise eine zusätzliche Kühlung durch Abschirmung von Wärmestrahlung statt.

[0039] Der Wärmereflektionsfilter **8** kann, wenn dies die Gegebenheiten zulassen, weggelassen werden. Falls er jedoch vorhanden ist, ist er, vorzugsweise mittels einer einfachen Schraubverbindung **9**, an einem Träger **10** für die Lichtquelle **2** befestigt. Bei dem Träger **10** handelt es sich vorzugsweise um einen speziell geformten Aluminiumträger, welcher am besten in der Darstellung von **Fig. 2** zu erkennen ist und der beispielsweise als Strangpreßprofil hergestellt sein kann. Aufgrund der hohen Wärmeleitfähigkeit von Aluminium wird ein großer Teil der von der Lichtquelle abgegebenen Wärmeenergie zum Lüfter **3** hin geführt, an dem der Träger **10**, vorzugsweise ebenfalls über eine Schraubverbindung, befestigt ist. Der Lüfter **3** selbst wird hier von einem weiteren Träger **11** gehalten, der an seinen Außenkanten mit der Gehäusewand in Eingriff steht. Diese Verbindung zwischen der Gehäusewand und dem Träger **11** ist vorzugsweise als eine Steck- oder Klemmverbindung ausgebildet, die sich automatisch mit dem Öffnen oder Schließen des Gehäuses löst bzw. schließt. Auf diese Weise entsteht ein entnehmbarer Einsatz, bestehend aus dem Träger **11** mit darauf angebrachtem Lüfter **3**, dem an dem Lüfter befestigten Lichtquellenträger **10** sowie der in den Träger **10** eingesetzten Lichtquelle **2** und gegebenenfalls mit dem ebenfalls am Träger **10** befestigten Wärmereflektionsfilter **8**.

[0040] Damit das Gehäuse **1** leicht geöffnet werden kann, so daß das Innere des Gehäuses zugänglich ist, ist dasselbe vorzugsweise aus einem Gehäuseoberteil **1a**, einem Gehäuseunterteil **1b** sowie einem, gegebenenfalls einstückigen, Vorderteil **1c** zusammengesetzt. Die einzelnen Teile können beispielsweise aus Spritzguß hergestellt sein.

[0041] Der Vorderteil **1c** des Gehäuses **1** ist von den beiden hinteren, als Halbschalen ausgebildeten Teilen **1a** und **1b** etwa an der Stelle der Aufnahme **7** für ein Filterelement getrennt. Er kann beispielsweise durch eine geeignete Klemm- oder Steckverbindung oder eine ähnliche, vorzugsweise lösbare Verbindung an den beiden hinteren Teilen **1a** und **1b** befestigt sein. Bei dem Filterelement kann es sich um einen Polarisationsfilter, z. B. um einen Polfilter, zum Ändern der Polarisationsrichtung des von der Lichtquelle ausgestrahlten Lichtes handeln. Somit strahlt die erfindungsgemäße Lichttherapiegerät zu einem hohen Anteil (etwa 95%) einheitlich polarisiertes Licht aus. Alternativ oder zusätzlich zu dem Polarisationsfilter kann das Filterelement einen Farbfilter enthalten, der bestimmte Wellenlängen des erzeugten Lichtes ausfiltert. Je nach gewünschtem Behandlungseffekt kann so eine bestimmte Farbe oder ein Farbbereich für das vom Gerät ausgestrahlte Licht ausgewählt werden. Es kann beispielsweise ein mehrteiliger Farbfilter eingesetzt werden. Ein solcher mehrteiliger Farbfilter könnte insbesondere einen Rot-, Orange-, Gelb-, Grün-, Türkis-, Blau- und Violettfilter umfassen.

[0042] Das plattenförmige Filterelement ist vorzugsweise entnehmbar in der Aufnahme **7** angebracht, um den oder die Filter gegebenenfalls reinigen oder austauschen zu können.

[0043] Zudem ist es auf diese Weise möglich, das Filterelement bei Nichtbenutzung des Gerätes zu entnehmen und separat aufzubewahren, um es vor Verschmutzung zu schützen, wenn sich der Lüfter nicht in Betrieb befindet.

[0044] Wie dies am besten in der Vorderansicht von **Fig. 6** zu sehen ist, befinden sich bei der gezeigten und beschriebenen Ausführungsform im vorderen Teil **1c** des Gehäuses **1**, auf der Unterseite desselben, insgesamt neun schlitzförmige Lüftungsöffnungen **5** für den Zutritt von Kühlluft in das Gehäuse **1**. Die Länge der Lüftungsöffnungen **5** nimmt, ausgehend von der größten, zentralen Lüftungsöffnung zu beiden Seiten nach außen kontinuierlich ab, wobei jeweils um gleiche Distanzen von der zentralen Lüftungsöffnung beabstandete Öffnungen die gleiche Größe aufweisen.

[0045] Im vorderen Teil **1c** des Gehäuses **1** befindet sich des weiteren eine optische Linse **12**, die die Austrittsöffnung für das von der Lichtquelle **2** erzeugten Lichts bildet. Die optische Linse **12** erfüllt zum einen die Aufgabe, das austretende Licht zu bündeln, und zum anderen bildet sie einen Verschluss für das Gehäuse **1**, so daß bei zusammengesetztem Gehäuse der Luftzutritt in den Innenraum nur über die dafür vorgesehenen Lüftungslöcher **4** und **5** erfolgt. Auf diese Weise läßt sich der Strömungsverlauf der Kühlluft bei vorgegebener Gehäuseform genau bestimmen, und die Gehäuseform kann vom Konstrukteur im Hinblick auf eine optimale Kühlluftströmung entwickelt werden. Der Durchmesser der Linse **12** kann zwischen etwa 30 mm und 60 mm, vorzugsweise etwa 50 mm, liegen. Bei der dargestellten Ausführungsform befindet sich die optische Linse **12** in einer dafür vorgesehenen Vertiefung **13** des vorderen Gehäuseteils, so daß sie den bestmöglichen Schutz gegen Beschädigung beim versehentlichen Herunterfallen des Gerätes erfährt. Auch ein Zerkratzen der Linse wird durch deren gegen den Innenraum versenkte Lage weitgehend vermieden.

[0046] Der Strahldurchmesser des austretenden Lichtes kann durch eine einstellbare Lochblende **14** in einem bestimmten Bereich eingestellt werden. Es hat sich ein solcher

Bereich als besonders geeignet erwiesen, mit dem der Strahldurchmesser in einem Abstand von etwa 15 cm von der Linse **12** entfernt zwischen etwa 10 cm und 20 cm beträgt. Das Einstellen des Lochblendendurchmessers kann beispielsweise manuell über ein Lochblendenwahlrad **15** erfolgen, das hier an der Gehäuseunterseite aus diesem heraus vorsteht.

[0047] Die hier gezeigte und beschriebene Lichttherapiegerät ist als Tischgerät ausgebildet. Mittels eines optionalen Anschlusses **16** kann sie daneben auch auf einem (hier nicht abgebildeten) Stativ angebracht werden, um insbesondere auf verschiedene Höhen einstellbar zu sein. Schließlich kann alternativ oder zusätzlich ein Handgriff (nicht gezeigt) vorhanden sein, um das Gerät bequem transportieren oder sogar während des Betriebes von Hand halten zu können.

[0048] Die für den Betrieb des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes benötigte Elektronik befindet sich in der gezeigten Ausführungsform teilweise im oberen Gehäuseteil **1a** unmittelbar unterhalb der Gehäusewand und teilweise an der Lagerung des Lochblendenwahlrads. Sie ist hier in Form zweier Leiterplatten **17** bzw. **18** ausgebildet. Die auf der Leiterplatte **18** am Lochblendenwahlrad **15** angeordnete Leiterplatte kann z. B. Elemente zum Erfassen der aktuellen Winkellage der Wahlradscheibe enthalten, so daß der für die Behandlung eingestellte Lochblendendurchmesser gespeichert wird. Daneben kann diese Elektronik einen DC-Motor oder einen Verstellantrieb enthalten, um den Lochblendendurchmesser gegebenenfalls automatisch einstellen zu können.

[0049] Die auf der Leiterplatte **17** im oberen Gehäuseteil **1a** enthaltene Elektronik umfaßt vorzugsweise eine oder mehrere der folgenden Funktionen: Ansteuerung des Leuchtmittels (Intensität, Dauer der Bestrahlung), Anzeigen der Parameter (Lichtspotdurchmesser, Intensität, Dauer der Bestrahlung usw.), Überwachung der thermischen Sicherheit und Lüfteransteuerung. Mit anderen Worten kann diese Elektronik einen Regelmechanismus enthalten, mit dem eine Überlastung des Gerätes vermieden wird. Die für den Betrieb des erfindungsgemäßen Lichttherapiegerätes notwendige Spannungsversorgung wird hier über einen dafür vorgesehenen Anschluß **19** durch ein externes Netzteil (nicht gezeigt) sichergestellt. Gemäß einer alternativen Ausführungsform kann jedoch auch eine interne Spannungsversorgung über eine eingebaute Energiequelle, z. B. einen Akkumulator, verwirklicht werden. Neben dem elektrischen Anschluß **19** befindet sich hier der Hauptschalter **20** für das Ein- und Ausschalten des Gerätes.

[0050] Wie dies am besten in der Darstellung der **Fig. 5** zu sehen ist, befindet sich auf der Oberseite **1a** des Gehäuses ein spezielles Feld **21**, auf dem Bedienelemente **22** sowie ein Anzeigeelement **23**, das beispielsweise als LCD-Anzeige ausgebildet sein kann, angeordnet sind. Hier sind die Bedienelemente **22** in Form dreier Taster, z. B. Folientaster, ausgeführt, um die Behandlungsprogramme, die Intensität der Bestrahlungsstärke und die Bestrahlungs- bzw. Leuchtdauer einstellen zu können. Die Anzahl der Bedienelemente sowie die auswählbaren Funktionen können vom Fachmann je nach Bedarf modifiziert bzw. angepaßt werden und sollen an dieser Stelle deshalb nicht näher erläutert werden.

[0051] Je nach Art der integrierten Elektronik kann das Anzeigeelement **23** beispielsweise folgende Werte bzw. Parameter darstellen:

- Intensität in %, wobei die maximale Leistung gleich 100% ist;
- Spotdurchmesser in mm;
- Bestrahlungsdauer in min.
- über die Bedienelemente auswählbare Behandlungsprogramme.

[0052] In **Fig. 1** ist punktrichliert in schematischer Weise der außerhalb des Gehäuses liegende Aromaspeicher **30** gezeigt, der am hinteren Gehäuseende vor den Austrittsöffnungen **6** für die erwärmte Kühlluft liegt. Als Alternative kann vorgesehen sein, den Aromaspeicher **30** in dem freien Raum **31** vor den Austrittsöffnungen **6** anzuordnen. Der Aromaspeicher **30** kann dann, ähnlich wie das Filterelement **7a**, plattenförmig gestaltet werden und in eine Aufnahme einzuschieben sein. Gegebenenfalls können, je nach Ausführungsform, am Aromaspeicher oder am Gehäuse des Lichttherapiegerätes Luftführungen vorgesehen sein, um den mit Duftstoffen beladenen Luftstrom in eine gewünschte Richtung umzulenken.

[0053] Die in der vorstehenden Beschreibung, in der Zeichnung sowie in den Ansprüchen offenbarten Merkmale der Erfindung können sowohl einzeln als auch in beliebiger Kombination für die Verwirklichung der Erfindung wesentlich sein.

Patentansprüche

1. Lichttherapiegerät, aufweisend ein Gehäuse (**1**), das aus mindestens zwei Teilen (**1a**; **1b**) zusammengesetzt ist, die durch eine lösbare Verbindung aneinander befestigt sind und zusammen einen Innenraum begrenzen, wobei in dem Innenraum eine Lichtquelle (**2**) und ein Lüfter (**3**) zur aktiven Führung von Kühlluft im Gehäuse angeordnet sind, wobei das Gehäuse mindestens je eine Lüftungsöffnung (**4**, **5**; **6**) für den Zutritt von Kühlluft in das Gehäuse (**1**) bzw. für den Austritt der Kühlluft aus dem Gehäuse aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Gehäuse (**1**) eine Aufnahme aufweist, über die entnehmbar ein Filterelement in den Innenraum des Gehäuses (**1**) einschiebbar ist, ohne daß die Verbindung zwischen den Gehäuseteilen (**1a**, **1b**) geöffnet werden muß, wobei ein Mittel vorhanden ist, das dafür ausgelegt ist, mit einem eingeschobenen Filterelement lösbar in Eingriff gebracht zu werden.
2. Lichttherapiegerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Gehäuse (**1**) aus einem Kunststoffmaterial hergestellt ist.
3. Lichttherapiegerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß eine optischen Linse (**12**) im vorderen Teil des Gehäuses angebracht ist, durch die das von der Lichtquelle (**2**) emittierte Licht zumindest teilweise aus dem Gehäuse austritt, wobei eine Lochblende mit einstellbarem Durchmesser in den optischen Gang zwischen die optische Linse und die Lichtquelle gesetzt ist.
4. Lichttherapiegerät nach einem der Ansprüche 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Linse (**12**) in einer Einstülpung in der Gehäusewand angebracht ist.
5. Lichttherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die mindestens eine Lüftungsöffnung (**5**) für den Zutritt von Kühlluft in das Innere des Gehäuses in einem Bereich des Gehäuses (**1**) ausgespart ist, welcher eine gekrümmte Oberfläche aufweist.
6. Lichttherapiegerät nach einem der vorstehenden Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die mindestens eine Lüftungsöffnung (**5**) für den Zutritt von Kühlluft als Gruppe von Lüftungsöffnungen ausgebildet ist, die drei bis elf längliche Schlitzöffnungen umfaßt.
7. Lichttherapiegerät nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die mindestens eine Lüftungsöffnung (**6**) für den Austritt der

Kühlluft als Lüftungsgitter ausgebildet ist.

8. Lichttherapiegerät nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Lüftungsgitter in einer Vertiefung des Gehäuses angebracht ist.

9. Lichttherapiegerät nach mindestens einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß sie einen Hauptschalter (**20**) zum Ein- und Ausschalten aufweist, welcher in einer konkaven Einstülpung der Gehäusewand angebracht ist.

10. Lichttherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß ein Bedienfeld (**21**) mit mindestens einem Bedienelement (**22**) an einer Seite der Gehäusewand angebracht ist, über das ein oder mehrere Parameter für die Steuerung der Leuchte eingegbar sind.

11. Lichttherapiegerät nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die eingegbaren Parameter die Intensität der Bestrahlungsstärke, die Bestrahlungsdauer und den Abruf gespeicherter Behandlungsprogramme umfassen.

12. Lichttherapiegerät nach einem der Ansprüche 10 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß das mindestens eine Bedienelement (**22**) als Folientaster ausgebildet ist.

13. Lichttherapiegerät nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, auf dem Bedienfeld ein Anzeigeelement (**23**) zur Anzeige der eingestellten Parameter vorhanden ist.

14. Lichttherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß im Bereich der aus dem Gehäuse austretenden Kühlluft ein Aromaspeicher (**30**) angeordnet ist.

15. Lichttherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß ein Aromaspeicher in einem freien Raum (**31**) zwischen Lichtquelle (**2**) und Austrittsöffnungen (**6**) für die Kühlluft angeordnet ist.

16. Lichttherapiegerät nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß am Gehäuse oder am Aromaspeicher (**30**) Luftführungen zum Umlenken des mit Duftstoffen beladenen Luftstromes vorgesehen sind.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

45

50

55

60

65

- Leerseite -

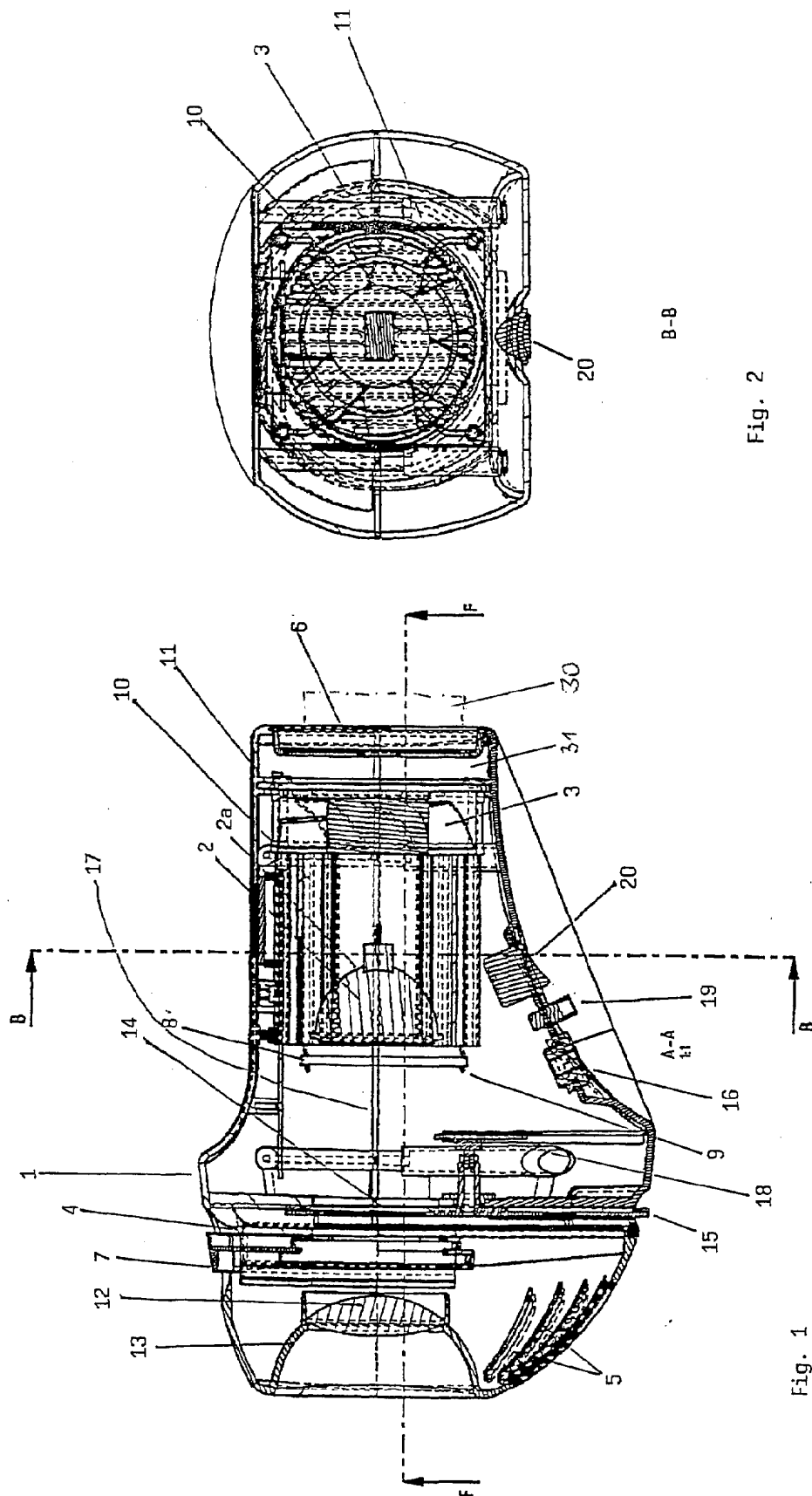
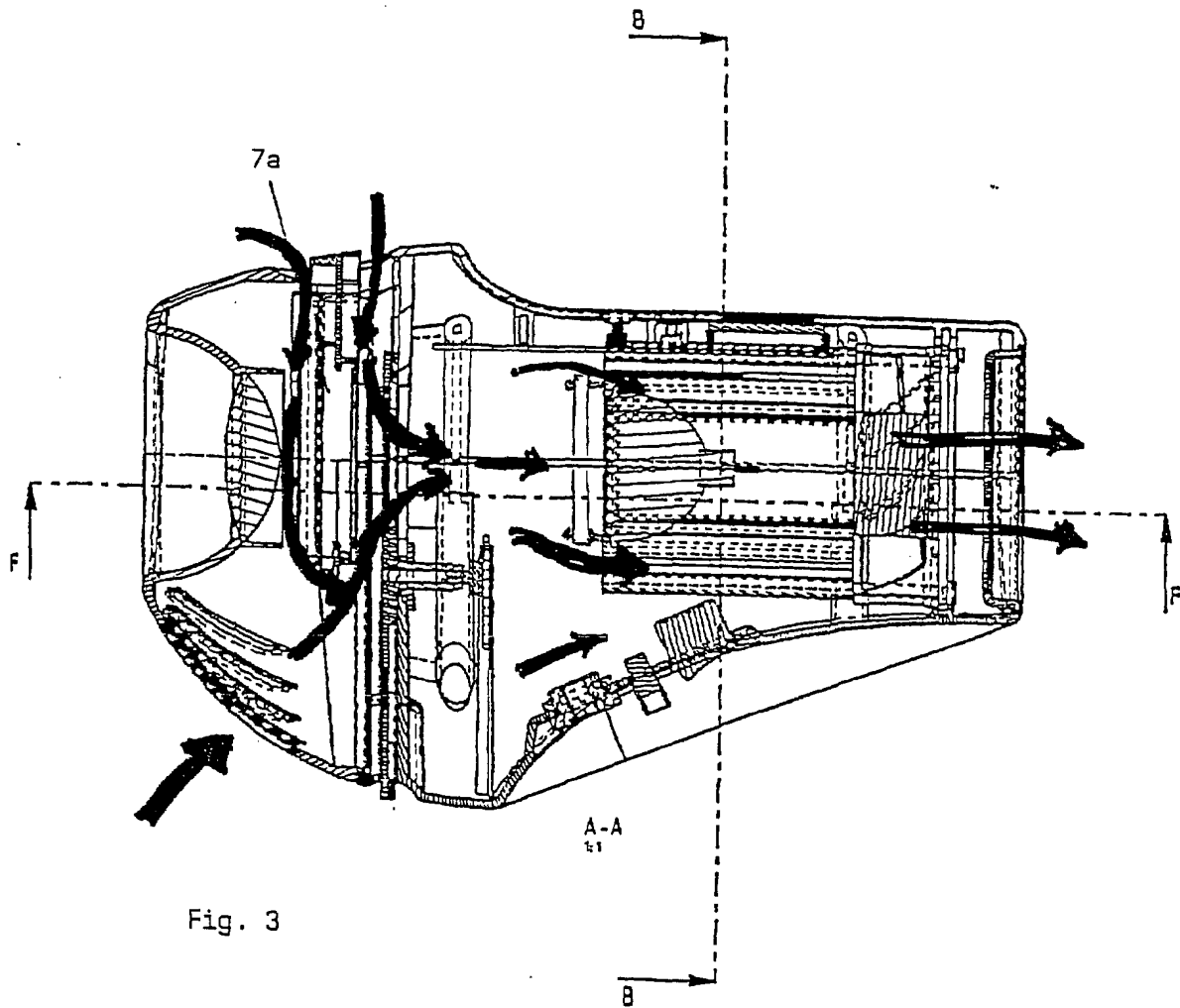


Fig. 2

Fig. 1



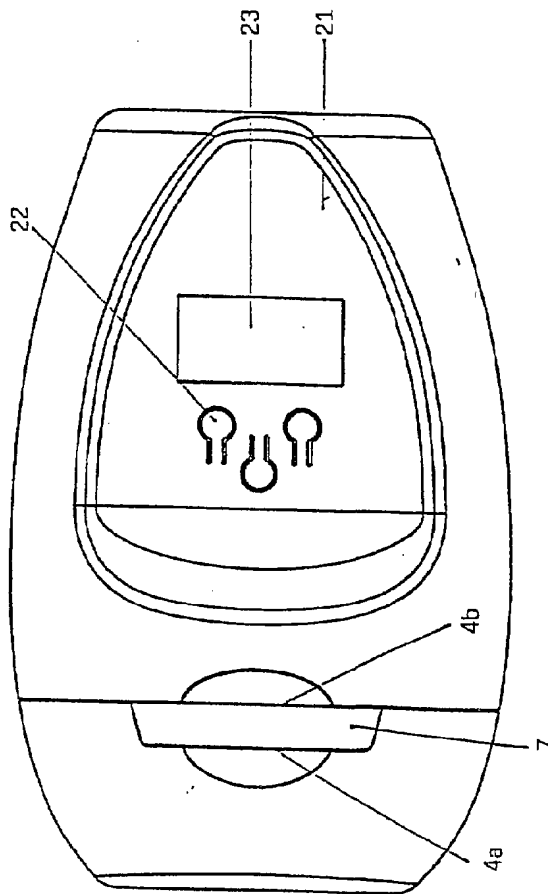
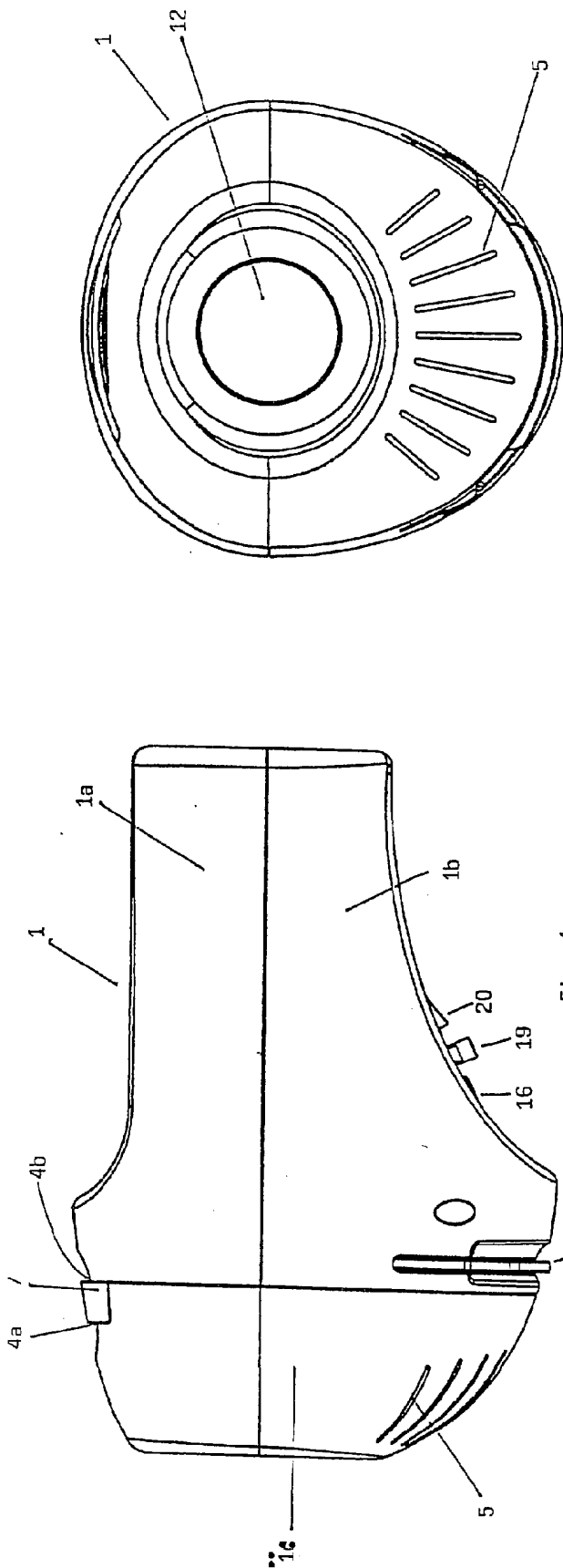
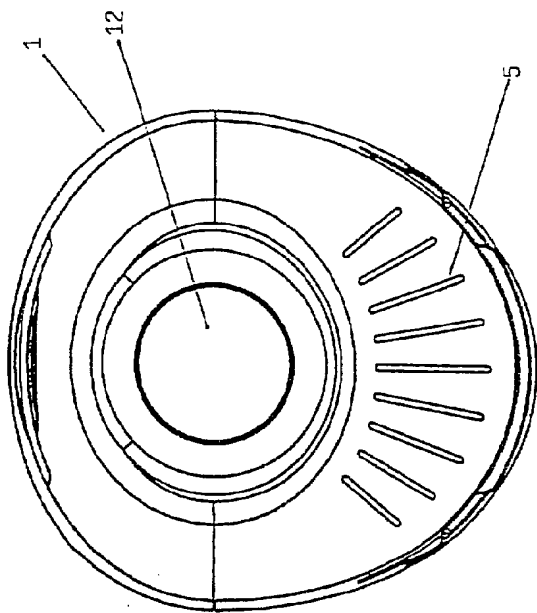


Fig. 6



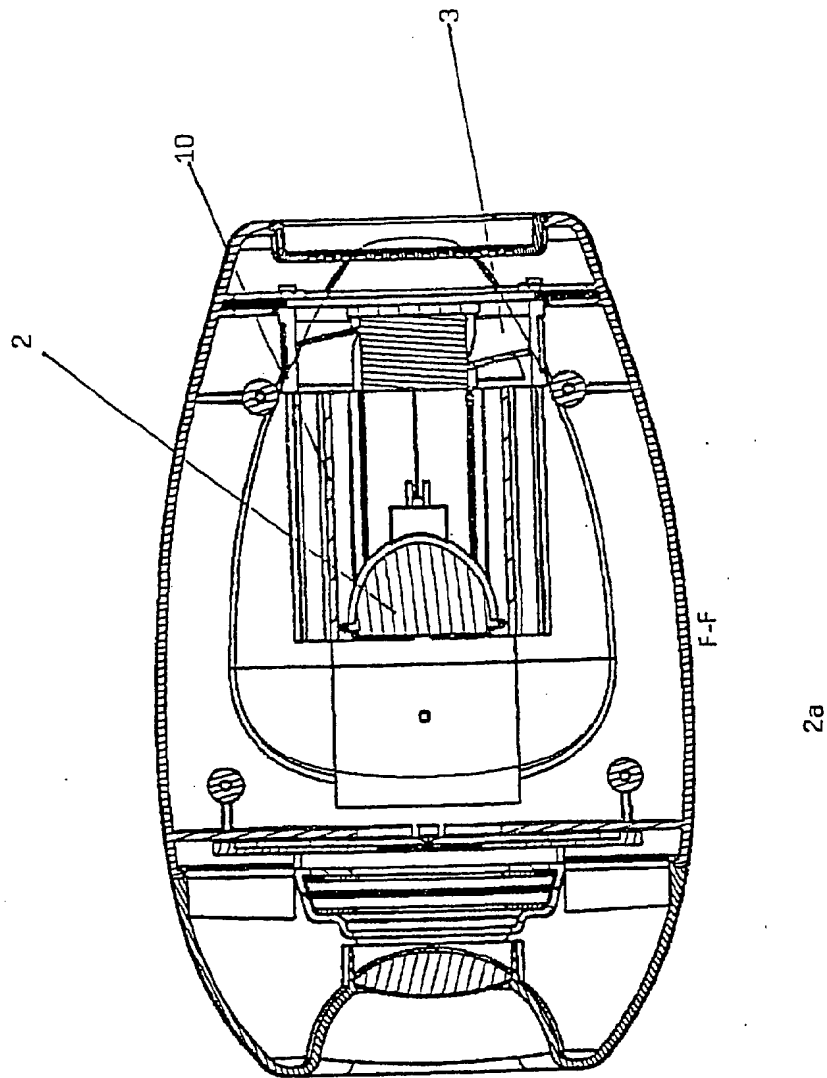


Fig. 7

Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung

Publication number: DE19803460 (C1)

Publication date: 1999-08-12

Inventor(s): HAUPTMANN GERHARD [DE]; ROTHER WERNER DR [DE]

Applicant(s): DORNIER MEDIZINTECHNIK [DE]

Classification:





- **international:** **A61N5/06**; A61B18/22; **A61N5/06**; A61B18/20; (IPC1-7): A61N5/06

- **European:** A61N5/06B


Application number: DE19981003460 19980130

Priority number(s): DE19981003460 19980130

Also published as:

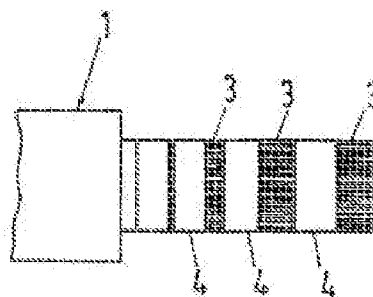
-  EP0973583 (A1)
-  EP0973583 (B1)
-  EP0973583 (B8)
-  WO9938571 (A1)

Cited documents:

-  DE3911796 (C2)
-  DE4403134 (A1)
-  DE4137983 (A1)
-  US5151096 (A)

Abstract of DE 19803460 (C1)

The invention relates to an application device for treating biological tissues with laser radiation. The device comprises an optical fiber guiding the laser radiation whose distal end is at least partially free from surface coating (cladding) so that the laser radiation can exit laterally from the fiber core in a homogenous path.



.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Patentschrift**
⑩ **DE 198 03 460 C 1**

⑤① Int. Cl.⁶:
A 61 N 5/06

②① Aktenzeichen: 198 03 460.1-33
②② Anmeldetag: 30. 1. 98
④③ Offenlegungstag: –
④⑤ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 12. 8. 99

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑦③ Patentinhaber:
Dornier Medizintechnik GmbH, 81663 München, DE

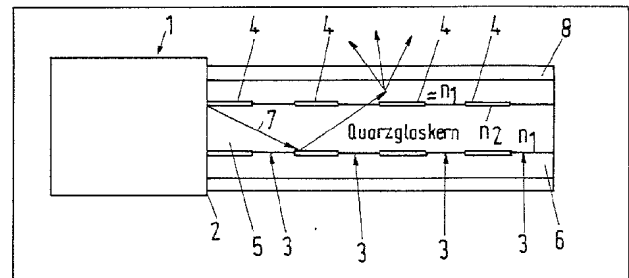
⑦② Erfinder:
Hauptmann, Gerhard, 81827 München, DE; Rother,
Werner, Dr., 64331 Weiterstadt, DE

⑤⑥ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE	39 11 796 C2
DE	44 03 134 A1
DE	41 37 983 A1
US	51 51 096

⑤④ Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung

⑤⑦ Die Erfindung betrifft eine Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung, mit einem die Laserstrahlung führenden Lichtleiter, dessen distales Ende zumindest teilweise von der Mantelschicht (cladding) befreit ist, derart, daß die Laserstrahlung seitlich mit homogenem Verlauf aus dem Faserkern austritt.



DE 198 03 460 C 1

DE 198 03 460 C 1

Die Erfindung betrifft eine Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung, gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

In der US 5151096 ist eine Vorrichtung der o. g. Art beschrieben, bei welcher das Laserlicht entlang des vom Mantel befreiten distalen Bereiches seitlich austritt. Um den dort auftretenden exponentialen Abfall der abgestrahlten Laserlichtleistung etwas zu kompensieren wird dort das aus dem distalen Ende des Lichtleiters austretende Licht reflektiert und in Richtung des proximalen Ende des Lichtleiters abgestrahlt. Die Intensität der abgestrahlten Laserlichtleistung nimmt hier in Richtung distalem Ende des Lichtleiters zunächst ab und steigt dann im Endbereich des Lichtleiters wieder etwas an. Trotz des hohen Aufwandes ergibt sich dennoch keine homogene Intensitätsverteilung.

Aus der DE OS 44 03 134 A1 ist eine andere Methode bekannt, durch welche das seitliche Austreten des Laserlichts aus dem distalen Ende einer Lichtleitfaser erreicht werden soll. Von dort ist es bekannt die Mantelfläche des freigelegten Faserkerns mit mehreren mattierten Ringen zu versehen, an welchen das Licht aus der Faser herausgestreut wird, wobei die Rauhtiefe dieser mattierten Ringe zum Ende der Faser hin zunimmt. Auf diese Weise wird zwar über die Länge des Abstrahlungsbereiches entlang des distalen Endes des Lichtleiters eine gleichmäßige und homogene Auskoppelung der fasergeführten Laserstrahlung erreicht, diese Vorrichtung hat jedoch den Nachteil eines hohen Herstellungsaufwandes.

Vorrichtungen zur Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung mit einem die Laserstrahlung führenden Lichtleiter sind beispielsweise aus der DE 41 37 983 A1 bekannt und werden vornehmlich für interstitielle Behandlungsarten, insbesondere für die interstitielle Thermotherapie (ITT) verwendet. Für die Behandlung von gutartigen Tumoren im urologischen Fachbereich ist die ITT zur Standardbehandlung geworden. Die Übertragung dieser Methode auf maligne Tumoren wird jedoch erst möglich sein, wenn pro Behandlung größere Schädigungsareale erreicht werden können. Bei bösartigen Tumoren muß im Gegensatz zu gutartigen Tumoren sichergestellt sein, daß der Tumorherd zu hundert Prozent zerstört wird. Aufgrund der im wesentlichen kugelförmigen Intensitätsverteilung der abgestrahlten Laserlichtleistung ist bei einem Einsatz der aus der DE 41 37 983 A1 bekannten Vorrichtung nicht sichergestellt, daß der Tumorherd zu hundert Prozent zerstört wird.

Laserlicht im Wellenlängenbereich zwischen 800 und 1100 nm dringt je nach Gewebetyp etwa 2 bis 5 mm tief in das Gewebe ein, bis es vollständig absorbiert ist. Bestrahlt man Gewebe mit dieser Wellenlänge, erwärmt es sich zunächst durch direkte Absorption der Laserstrahlung und anschließend nur noch durch Wärmeleitung. Eine Vergrößerung der Schädigungszone über die unmittelbare Eindringtiefe der Laserstrahlung hinaus kann nur durch Wärmeleitung, d. h. durch Verlängerung der Bestrahlungszeit oder durch Vergrößerung der abstrahlenden Fläche des Applikators bei sonst unveränderter Applikatorgeometrie erreicht werden.

Ein weiteres Anwendungsgebiet für die genannte Applikationsvorrichtung ist die photodynamische Therapie (PDT) bei welcher dem Patienten ein photosensibles Mittel, z. B. Photoporphyrine injiziert wird, welches sich vorwiegend im Tumorgewebe abgelagert. Wird das Gewebe mit Licht einer entsprechenden Wellenlänge bestrahlt, entstehen Toxine als Folge von chemischen Reaktionen im photo sensiblen Mittel. Auf diese Weise wird das Tumoreal selektiv geschädigt.

Um nun alle Tumorbereiche gleichermaßen zu erreichen, ist eine möglichst homogene Lichtverteilung des Laserlichtes erforderlich.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine Applikationsvorrichtung der o. g. Art zu schaffen, welche bei einfacher Herstellung eine möglichst gleichmäßige Lichtverteilung über einen großen Längenabschnitt des distalen Lichtleiterendes ermöglicht.

Diese Aufgabe wird durch eine Applikationsvorrichtung mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1 gelöst.

Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Die Überlegungen, die zur Entstehung der vorliegenden Erfindung führten gingen davon aus, daß man der zum distalen Ende des Lichtleiters hin exponentiell abfallenden Intensitätsverteilung des abgestrahlten Lichtes dadurch entgegenwirken kann, indem man durch geeignete Maßnahmen verhindert, daß das Laserlicht hauptsächlich am Beginn des Abstrahlungsbereiches austritt und gleichzeitig das Austreten von Laserlicht am Ende des Abstrahlungsbereiches erleichtert.

Das distale Ende im Bereich der von der Mantelschicht befreiten Stellen des Lichtleiters wird mit einem für die Laserstrahlung durchlässigen Koppelmedium versehen, welches den gleichen oder zumindest einen ähnlichen Brechungsindex aufweist wie der Faserkern, hierdurch wird erreicht, daß das Licht seitlich aus dem Faserkern austreten kann.

Da das Licht innerhalb eines Lichtleiters ständig an der Grenzschicht zwischen dem Faserkern und der umgebenden Mantelschicht, dem sog. Cladding reflektiert wird, tritt das Licht nur dort seitlich aus dem Faserkern aus, wo das cladding entfernt ist. An jeder vom cladding befreiten Stelle tritt Licht aus, wodurch sich die im Lichtleiter verbleibende Menge verringert. Um nun eine möglichst homogene Verteilung der ausgestrahlten Lichtmenge zu erreichen wird in Richtung distalem Ende immer mehr vom cladding entfernt, um so zu kompensieren, daß bereits an vorhergehenden Stellen Licht aus dem Lichtleiter ausgetreten ist und daher der Lichtleiter nicht mehr so viel Licht führt. Nach jeder vom cladding befreiten Stelle des Lichtleiters wird eine immer geringer Lichtmenge im Lichtleiter geführt. Daher muß der vom cladding befreite Bereich ständig vergrößert werden um auch dort die im wesentlichen gleiche Menge an Licht austreten zu lassen wie an den vorhergegangenen freigelegten Stellen.

Eine derartige Applikationsvorrichtung besitzt den Vorteil, daß an dem Lichtleiterkern nach der mechanisch einfachen Entfernung der Mantelschicht keinerlei mechanische oder chemische Ätz-, Schleif- oder Einkerbvorgänge erforderlich sind.

Die Erfindung wird im folgenden anhand der in den Figuren teilweise schematisch dargestellten Ausführungsbeispiele näher beschrieben.

Es zeigen:

Fig. 1 einen Querschnitt durch das distale Ende einer Applikationsvorrichtung und

Fig. 2a und **b** Seitenansichten auf das distale Ende zweier unterschiedlich abgemantelter Lichtleiter.

Bei dem in **Fig. 1** dargestellten Ausführungsbeispiel ist das Ende eines Lichtleiters **1** sowohl von seiner, noch in Seitenansicht erkennbaren Umhüllung (coating) **2** als auch, in ringförmigen Abschnitten **3**, von seiner Mantelschicht (cladding) **4** befreit. In diesen ringförmigen Abschnitten **3** liegt der Faserkern **5**, welcher aus Quarzglas mit einem Brechungsindex n_1 besteht, frei. In den ringförmigen Bereichen, bei denen die Mantelschicht **4** noch vorhanden ist, besteht der für die Führung von Licht notwendige Brechungsindex-

sprung von n_1 auf den kleineren Brechungsindex n_2 der Mantelschicht **4**.

Das derart durch Abschaben oder -Schälen präparierte distale Ende des Lichtleiters wird nun mit einem Koppelmedium **6** überzogen, welches ein Gemisch aus einem optisch transparenten aushärtbaren Kleber und einer lichtstreuenden Substanz, vorteilhafterweise ein Silikatkeramikpulver, ist. Der Kleber weist dabei einen Brechungsindex auf, der in etwa demjenigen des Faserkerns entspricht, also gleich oder ungefähr gleich n_1 ist.

Ein im Faserkern geführter Lichtstrahl **7** wird folglich im Bereich des distalen Endes so lange im Faserkern weitergeführt, bis er auf einen von der Mantelschicht **4** befreiten Bereich trifft. Dort tritt er aus dem Faserkern **5** in das Koppelmedium **6** über, bis es darin auf ein Partikel der lichtstreuenden Substanz trifft, von welchem es dann nach bekannten physikalischen Gesetzen, in denen die Partikelgröße einen wesentlichen Einfluß hat, gestreut wird. Die Intensität der jeweils im Lichtleiter verbleibenden Strahlung nimmt bei vollständig entmanteltem Faserkern mit der Länge des distalen, abgemantelten Endes in etwa exponentiell ab. Da jedoch eine an der Applikatoroberfläche homogene Lichtverteilung gewünscht wird, ist es ergänzend zur rein schematischen Darstellung in **Fig. 1** erfindungsgemäß vorgesehen, die freigelegte Fläche des Faserkerns pro Längeneinheit in distaler Richtung ebenfalls exponentiell zu vergrößern. Dies kann gemäß **Fig. 2a** beispielsweise dadurch geschehen, daß die Abstände von jeweils gleich breiten Bereichen **3**, in welchen die Mantelschicht **4** entfernt wurde, in distaler Richtung exponentiell verringert werden oder in dem gemäß **Fig. 2b** die abgemantelten Flächen, bei gleichen Abständen, exponentiell größer werden. Um einen besseren mechanischen Schutz des Faserkerns zu gewährleisten, ist es vorteilhaft, das distale Ende in bekannter Weise mit einer transparenten Hülse **8**, z. B. aus Quarzglas, zu versehen.

Da bei üblicherweise prograder Einkopplung der Strahlung in den Lichtleiter bei einer gebräuchlichen Applikatorlänge nicht die gesamte Strahlung seitlich ausgekoppelt werden kann, würde ein nicht unerheblicher Teil aus der Stirnfläche austreten und dort zu ungewünschten Leistungsspitzen führen. Es hat sich nun gezeigt, daß der Einkoppelwinkel der Strahlung maßgebend für die Höhe der seitlich auskoppelbaren Energie ist. Damit nun alle Strahlungsmoden seitlich in das umgebende Material ausgekoppelt werden können, müssen die axialen Moden ausgeblendet werden. Eine derartige Ausblendung der axialen Moden geschieht in an sich bekannter Weise durch schräge Strahleinkopplung in den Lichtleiter. Dazu kann entweder die fokussierte Laserstrahlung unter einem schrägen Winkel auf eine senkrecht zur Faserachse erzeugte Stirnfläche des Faserkerns eingekoppelt werden, oder der Lichtleiter wird an der proximalen Stirnfläche schräg angeschliffen und das Laserlicht in üblicher Weise in prograder Richtung auf diese Stirnfläche fokussiert.

Insbesondere bei Verwendung von Diodenlasersystemen, bei welchen es schwierig ist axiale Moden durch Schrägeinkopplung auszublenden, empfiehlt sich eine Verformung der Lichtleiterspitze.

Patentansprüche

1. Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung, mit einem die Laserstrahlung führenden Lichtleiter (**1**), dessen distales Ende zumindest teilweise von der Mantelschicht (**4**) befreit ist, derart, daß die Laserstrahlung seitlich aus dem Faserkern (**5**) austritt, wobei zumindest die von der Mantelschicht (**4**) befreiten Stellen des distalen

Lichtleiterendes mit einem für die Laserstrahlung durchlässigen Koppelmedium (**6**) versehen sind, welches einen gleichen oder ähnlichen Brechungsindex aufweist wie der Faserkern (**5**) und in welches eine lichtstreuende Substanz eingelagert ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Mantelschicht (**4**) in mehreren ringförmigen Bereichen (**3**) entfernt ist, derart, daß die Mantelfläche des freigelegten Faserkerns (**5**) pro Längeneinheit in distaler Richtung exponentiell zunimmt.

2. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß das Koppelmedium (**6**) ein aushärtbarer Kleber ist.

3. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2 dadurch gekennzeichnet, daß die lichtstreuende Substanz Silikatkeramikpulver aufweist.

4. Applikationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3 dadurch gekennzeichnet, daß zumindest das Koppelmedium (**6**) von einer optisch transparenten Hülse (**8**) umgeben ist.

5. Applikationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4 dadurch gekennzeichnet, daß die Laserstrahlung unter einer von der Lichtleiterlängsachse abweichenden Richtung und/oder über eine schräg angeschliffene Faserstirnfläche in den Faserkern (**5**) eingekoppelt wird.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

Fig.1

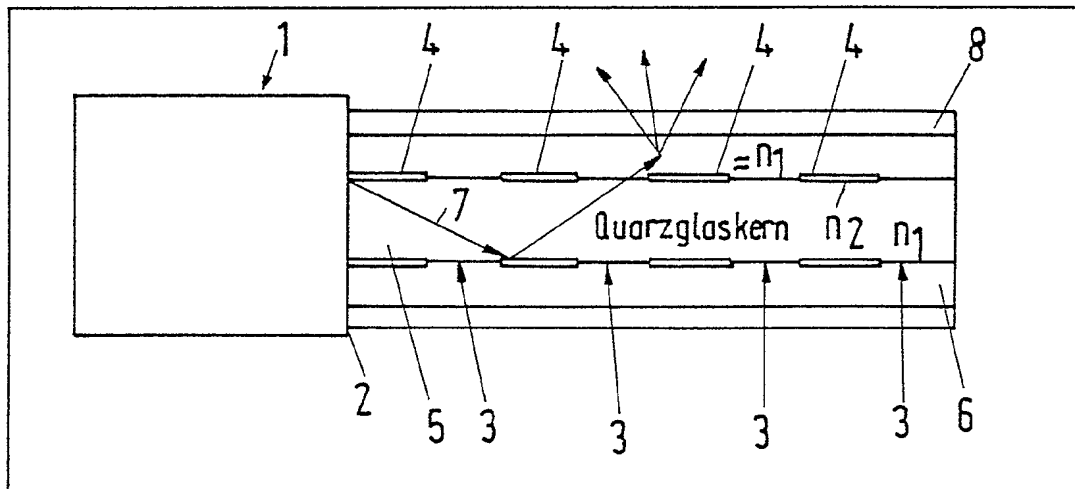


Fig.2a

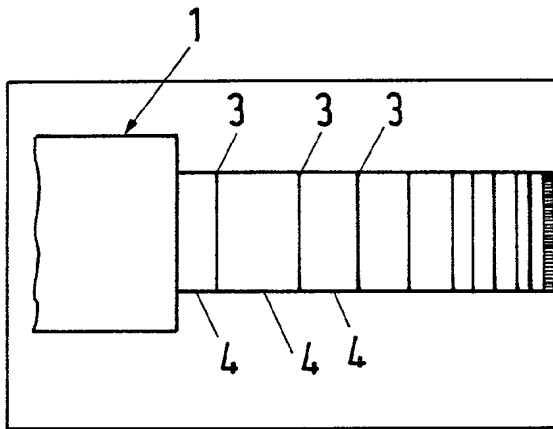
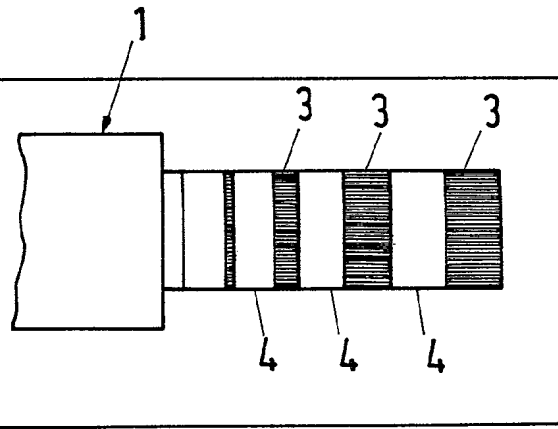


Fig.2b



Depth/structure-selective biological tissue treatment method and device e.g. for body hair removal, uses simultaneous application of pressure and irradiation with light

Publication number: DE19944401 (A1)

Publication date: 2001-03-22

Inventor(s): BINDIG UWE [DE]; KRASICKA-ROHDE EWA [DE]; MUELLER GERHARD [DE];
ROGGAN ANDRE [DE]; CARSTEN PHILIPP [DE]; BERLIEN HANS-PETER [DE]

Applicant(s): LASER & MED TECH GMBH [DE]

Classification:

- **international:** **A61B18/20**; A61B18/00; **A61B18/20**; A61B18/00; (IPC1-7): A61B18/12; A61B18/18

- **European:** A61B18/20H

Application number: DE19991044401 19990916

Priority number(s): DE19991044401 19990916

Abstract of DE 19944401 (A1)

The treatment method and device has the tissue area to be treated subjected to an applied pressure during treatment with light of selected frequency, e.g. laser light, with cooling of the tissue surface and selection of the refractive index difference between the tissue surface and the environment. The pressure can be provided by a surface loading force or a suction force applied via a suction cup.

.....
Data supplied from the *esp@cenet* database — Worldwide



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 199 44 401 A 1**

⑤① Int. Cl.⁷:
A 61 B 18/12
A 61 B 18/18

②① Aktenzeichen: 199 44 401.3
②② Anmeldetag: 16. 9. 1999
④③ Offenlegungstag: 22. 3. 2001

DE 199 44 401 A 1

⑦① Anmelder:
Laser- und Medizin-Technologie gGmbH, Berlin,
12207 Berlin, DE

⑦② Erfinder:
Bindig, Uwe, Dr., 10825 Berlin, DE; Krasicka-Rohde,
Ewa, Dr., 10715 Berlin, DE; Müller, Gerhard, Prof.
Dr., 14129 Berlin, DE; Roggan, André, Dr., 12163
Berlin, DE; Carsten, Philipp, Dr., 12247 Berlin, DE;
Berlien, Hans-Peter, Prof. Dr., 14193 Berlin, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ Verfahren und Vorrichtung zur Struktur-/tiefenselektiven Denaturierung biologischen Gewebes

⑤⑦ Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung, die in der Lage sind, im Bereich oberflächennaher Gewebeschichten tiefen-/strukturselektive Denaturierung zu verursachen. Speziell soll es mit diesem Verfahren und der zugehörigen Vorrichtung möglich sein, Haarwurzeln in der menschlichen Oberhaut zu veröden, indem durch die Wahl geeigneter Parameter Wellenlänge, Bestrahlungsfläche, mechanische Kompression und Oberflächenkühlung beispielsweise eine thermische Denaturierung in einer Schichttiefe von 300 ± 50 bis $100 \mu\text{m}$ erfolgt. Dabei wird durch die Intensitätsüberhöhung des Streulichts in dieser Tiefe ein Temperaturprofil eingestellt, das in seinem Maximum eine Temperatur von deutlich über 57°C erreicht, so dass es innerhalb weniger Sekunden zu einer nachhaltigen Schädigung/Denaturierung des so thermisch gestressten Gewebes kommt.

DE 199 44 401 A 1

Beschreibung

Aufgabenstellung

Es sollen ein Verfahren und eine Vorrichtung gefunden und entwickelt werden, die in der Lage sind, im Bereich oberflächennaher Gewebeschichten tiefen-/strukturelektive Denaturierungen zu verursachen. Speziell soll es mit diesem Verfahren und der zugehörigen Vorrichtung möglich sein, Haarwurzeln in der menschlichen Oberhaut zu veröden.

Stand der Technik

Konventionelle Methoden zur Epilation (Rasieren der Haare, mechanische Epilation mittels Pinzetten, Epilation mit Enthaarungscremes oder Wachsepilation) führen in der Regel zu keinem lang anhaltenden Erfolg und können zu zahlreichen Nebenwirkungen und Komplikationen in Form von Hautentzündungen, Narbenbildung sowie Hyper- bzw. Hypopigmentierungen führen. Die Elektroepilation ist hingegen wirksamer, aber auch diese Methode erfordert eine mühsame, langwierige und aufwendige Prozedur, bei deren Anwendung das Auftreten von Komplikationen nicht selten ist. In der modernen Epilation werden folgende Effekte angewendet: Galvanische Elektrolyse, Photothermische Effekte (Koagulation, Erwärmung), Photo-mechanische Effekte (Schockwellen, Kavitation), Photochemische Effekte z. B. Photodynamische Therapie (PDT).

Das breite Spektrum der Indikationen sowie die Problematik, die sich aus der Anwendung der konventionellen Methoden zur Haarentfernung ergibt, gebietet die Suche nach neuen, verbesserten Systemen zur Epilation, deren Anwendung eine dauerhafte Haarentfernung gewährleisten kann.

Erfindungsgemäße Lösung

Überraschenderweise hat sich gezeigt, dass es durch die Streuung des Lichtes im biologischen Gewebe, obwohl diese Streuung eine extrem starke Vorwärtsstreuung charakteristisch hat, zu einer im zeitlichen Mittel signifikanten Intensitätsüberhöhung durch Vielfachstreuungsprozesse im Bereich oberflächennaher Strukturen kommt. Die Tiefenausdehnung dieser Intensitätsüberhöhung kann dabei erfindungsgemäß durch die Auswahl einer geeigneten Wellenlänge des zur Bearbeitung/Behandlung benutzten Lichtes eingestellt werden. Darüber hinaus wird die Tiefenlokalisation und -ausdehnung erfindungsgemäß durch die Größe des beleuchteten Oberflächenareals bestimmt und weiterhin durch die mechanische Kompression der Gewebeschichten beeinflusst. Die mechanische Kompression der Gewebeschichten führt dabei zu Strukturveränderungen und hat wesentlichen Einfluss auf die Streulichtverteilung des benutzten Lichtes. Gleichzeitig hat sich auch für den Fachmann völlig überraschend ergeben, dass bei geeigneter Wahl der Größe der beleuchteten Oberfläche die Tiefenausdehnung der Streulichtverteilung in weiten Grenzen eingestellt werden kann. Darüber hinaus kann die Tiefenselektion und -ausdehnung erfindungsgemäß durch eine geeignete, oberflächlich aufgetragene klare Flüssigkeit beeinflusst werden, indem eine Anpassung des Brechungsindex von Flüssigkeit und Gewebe erfolgt. Es zeigte sich überraschenderweise, daß durch Variation des Brechungsindex das Tiefenprofil der Intensitätsverteilung leicht beeinflusst werden kann. In Weiterführung des Erfindungsgedankens wird die zu bestrahlende Gewebeoberfläche durch geeignete Maßnahmen gekühlt. In einem besonders bevorzugten Ausführungsbeispiel wird ein für die benutzte Wellenlänge transparenter Eiskwürfel bzw. eine transparente Eisplatte auf die Oberflä-

che gelegt, so dass es im Gewebekontakt auf Grund des vorhandenen Temperaturgradienten zu einer Verflüssigung des Eises kommt und damit der Umgebung zusätzlich zu der durch Wärmeleitung bedingten Kühlung die Phasenumwandlungsenergie Eis zu Flüssigkeit entzogen wird.

Gleichermaßen kann statt eines Eiskwürfels mit einer flüssigen Grenzschicht zum Gewebe auch ein geeigneter aerosolgetragener Feuchtigkeitsfilm auf die Grenzfläche eingebracht werden, dergestalt, dass bereits bei der vorhandenen Grenzschichttemperatur bzw. bei leichter, durch den Prozess bedingter Temperaturerhöhung eine Verdampfung auftritt, wobei wiederum zusätzlich zur Wärmeleitung der Gewebegrenzschicht die Phasenumwandlungsenergie zur Verdampfung entzogen wird.

Im Rahmen eines bevorzugten Anwendungsbeispiels wird das Verfahren zur Denaturierung von Haarwurzeln genutzt, wobei erfindungswesentlich durch Wahl der geeigneten eingangs genannten Parameter Wellenlänge, Bestrahlungsfläche, mechanische Kompression und Oberflächenkühlung beispielsweise eine thermische Denaturierung in einer Schichttiefe von 300 ± 50 – $100 \mu\text{m}$ erfolgt. Dabei wird durch die Intensitätsüberhöhung des Streulichts in dieser Tiefe ein Temperaturprofil eingestellt, das in seinem Maximum eine Temperatur von deutlich über 57°C erreicht, so dass es innerhalb weniger Sekunden zu einer nachhaltigen Schädigung/Denaturierung des so thermisch gestressten Gewebes kommt.

In Weiterführung dieses Erfindungsgedankens ist eine lokale Erhöhung des Energieeintrages nicht nur durch Erhöhung der mittleren Streulichtintensität in der vorgesehenen Wirtiefe erfindungswesentlich, sondern zusätzlich werden beispielhaft zur Denaturierung der Haarwurzeln geeignete Farbstoffe, vorzugsweise Lebensmittelfarbstoffe, eingesetzt, die sich über die natürlicherweise vorhandenen porigen Hautöffnungen bzw. Follikel selektiv in den Haarwurzeln und anderen porigen Vertiefungen anreichern. Bei geeigneter Wahl dieser Farbstoffpigmente und der benutzten Laserstrahlung findet dann eine erhöhte Absorption des verwendeten Wirklichtes in eben dieser Tiefe statt, so dass insgesamt die zur Behandlung gewählte Flächenhelligkeit weiter reduziert werden kann und damit eine effektivere Schonung der oberflächlichen und unter der Behandlungszone liegenden tieferen Gewebeschichten erreicht wird. Unbenommen dieser technischen Maßnahmen zur Begrenzung der Denaturierungszone auf eine definierte Gewebstiefe wird allein durch die biologische Reaktion des thermisch induzierten Ödems und der dadurch bedingten Verlegung von Versorgungskanälen die natürliche Versorgung der darüber liegenden Zellschichten behindert bzw. unterbunden. Die Folge wäre ein zeitlich versetztes Absterben eben dieser oberflächlichen Zellschichten durch Versorgungsmangel. Erfindungsgemäß wird dieses dadurch verhindert, dass die bestrahlten Flächenareale in einer schachbrettartigen Anordnung bzw. in einer hexagonalen Kreisflächenstruktur so gewählt wird, dass bei Behandlung jeweils der übernächsten Nachbarfelder durch die nichtbehandelten dazwischenliegenden Felder hinreichend viel Nährsubstanz durch laterale Diffusion in die über der behandelten Zone liegenden Schichten gelangen kann und damit eine Vitalfunktion dieser Zellschichten erhalten bleibt.

Nach Ausheilen der Denaturierungsnekrose und Abklingen des dadurch bedingten Schwellungszustands (Ödem) findet dann auch wieder eine transversale Versorgung dieser Zellschichten statt, so dass dann in einem zweiten Verfahrensschritt die bisher ausgesparten intermediären Flächenfelder behandelt werden können.

Abb. 1 zeigt dabei die tiefenbegrenzte Intensitätsüberhöhung in Abhängigkeit von der benutzten Wellenlänge und

der bestrahlten Fläche. Bei der Auswahl einer Wellenlänge λ_1 (z. B. 585 nm) und einer bestrahlten Fläche A_1 (z. B. \varnothing 3 mm) resultiert aufgrund der ausgeprägten Gewebestreuung eine Intensitätsüberhöhung unmittelbar unter der Oberfläche des bestrahlten Areals. Vorzugsweise befindet sich das Maximum der Intensität im Bereich der zu zerstörenden biologischen Strukturen, d. h. in der Tiefe 300 μ m. Die Intensität der Strahlung im Maximum kann dabei ein Vielfaches der von außen applizierten Bestrahlungsstärke betragen. Der Effekt beruht auf der in biologischem Gewebe vorliegenden Vielfachstreuung, so daß ein einzelnes Lichtquant (Photon) ein Volumenelement mehrfach durchqueren kann und so zu einer relativen Intensität größer 1 führt. Der Intensitätsabfall direkt unter der Gewebeoberfläche beruht auf der Tatsache, daß Lichtquanten das Gewebe an der Grenzschicht wieder verlassen können. In tieferen Schichten fällt die Intensität entsprechend eines exponentiellen Schwächungsgesetzes ab. Wird nun bei gleicher Bestrahlungsgeometrie eine andere Wellenlänge λ_1 verwendet (z. B. 685 nm) verändert sich die Lage des Intensitätsmaximums in der Gewebetiefe, weil die optischen Gewebeparameter wellenlängenabhängig sind. Damit kann die Lage des Intensitätsmaximums der Lage der Schicht angepaßt werden, in der sich die zu zerstörenden biologischen Strukturen befinden. Eine weitere Beeinflussungsmöglichkeit besteht über den Durchmesser der zu bestrahlenden Fläche. Wird eine größere Fläche A_2 bestrahlt, kann die Anzahl der seitlich für den Prozeß verloren gegangenen Lichtquanten reduziert werden, so daß sich ein verändertes Tiefenprofil ergibt. In diesem Fall sind zusätzlich die Laserparameter anzupassen, um z. B. die Bestrahlungsstärke konstant zu halten.

Abb. 2 zeigt das Tiefenprofil der Temperaturverteilung im biologischen Gewebe, welches aus einer in **Abb. 1** gezeigten Kombination von Wellenlänge λ_1 und Bestrahlungsdurchmesser A_1 resultiert, bei der das Intensitätsmaximum in einer Tiefe von ca. 300 μ m liegt. Das Temperaturprofil ist bei kurzen Bestrahlungszeiten direkt mit der Intensitätsverteilung vergleichbar, durch Wärmeleitprozesse wird der Kurvenverlauf jedoch etwas abgeflacht.

Abb. 3 zeigt den Effekt, der durch eine strukturbegrenzte Erhöhung des Absorptionskoeffizienten verursacht wird. Es kommt im Bereich hoher Absorberkonzentrationen bei vergleichbarer Intensitätsverteilung zu einer vermehrten Absorption und in Folge zu einer ausgeprägteren Temperaturerhöhung. Durch die Selektivität der Absorptionserhöhung bleibt der Effekt bei kurzen Expositionszeiten weitestgehend auf die zu zerstörenden Strukturen begrenzt und erhöht somit die Effizienz der Methode.

Abb. 4a zeigt ein typisches schachbrettartiges Bestrahlungsmuster, um die postoperative irreversible Schädigung oberflächennaher Strukturen durch Versorgungsmangel zu verhindern. Die Größe der versetzt angeordneten bestrahlten Areale ist so zu wählen, daß durch laterale Diffusionsprozesse eine ausreichende Versorgung der oberflächlichen, zuvor thermisch nicht geschädigten Strukturen gewährleistet ist. Nach dem Abklingen des postoperativen Ödems kann die Behandlung der zuvor ausgesparten Bereiche erfolgen. **Abb. 4b** zeigt eine alternative Anordnung der bestrahlten Flächen, die hier kreisförmig sind. Durch die Verwendung eines hexagonalen Hilfsgitters wird auch hier die Aussparung ausreichend großer Areale gewährleistet.

Abb. 5 zeigt das Prinzip der Oberflächenkühlung und die dadurch beeinflusste Modifizierung des Temperaturprofils. Die Oberflächenkühlung führt durch Wärmeentzug vor allem direkt unter der Oberfläche zu einer deutliche Abkühlung, so daß eine maximale Schonung der nicht zu schädigenden Strukturen möglich ist, so daß z. B. einer Narbenbildung vorgebeugt werden kann. Der prinzipielle Kurvenver-

lauf wird durch die Kühlung nicht beeinflusst, jedoch kann durch geeignete Anpassung der Bestrahlungsparameter (Laserleistung) eine im Vergleich zur ungekühlten Situation effizientere Erwärmung der interessierenden Bereiche erfolgen, die sich in einer erhöhten Temperatur im Bereich um 300 μ m Gewebetiefe widerspiegelt.

Abb. 6 zeigt das Absorptionsspektrum eines zur selektiven Erhöhung der Absorption geeigneten Farbstoffes, vorzugsweise ein für die Lebensmittelverarbeitung zugelassener Farbstoff (z. B. Indigo Carmin). Dieser besitzt ein ausgeprägtes Absorptionsmaximum bei 609 nm, so daß eine effiziente Ankopplung der Laserstrahlung im Bereich 600 nm gewährleistet ist. Dieser Wellenlängenbereich hatte sich als optimal zur Behandlung von subkutanen Gefäßanomalien herausgestellt, weil er einen guten Kompromiß zwischen Eindringtiefe und Ankoppeleffizienz an das Hämoglobin aufweist.

Abb. 7 zeigt das Absorptionsspektrum eines anderen Lebensmittelfarbstoffes mit einem Absorptionsmaximum bei 635 nm. Durch geeignete Wahl der Farbstoffe oder deren Mischung kann das Absorptionsmaximum der aktuellen Wellenlänge der Energiequelle angepaßt werden. Dies ist erforderlich, wenn z. B. eine Verlagerung des Intensitätsmaximums für bestimmte Hauttypen oder Hautveränderungen gemäß **Abb. 1** erfolgen soll.

Abb. 8 zeigt die prinzipielle Anordnung der Bestrahlungsgeometrie bei Benutzung einer Hochintensitätslichtquelle (1, z. B. Laser), einem optionalen Umlenkspiegel (2), einem zur Fokussierung oder Strahlaufweitung verwendeten optischen Element (3), mit der Anordnung einer geeigneten Leuchtfeldblende (4) zur erfindungsgemäßen Begrenzung des Bestrahlungsareals und dem zu bestrahlenden Gewebe (5).

Abb. 9 zeigt die Veränderung des Tiefenprofils der Intensitätsverteilung durch mechanische Kompression oder Dekompression der Hautoberfläche. Durch die mechanische Kraft können die optischen Parameter in kleinen Grenzen verändert werden, was sich direkt auf das Tiefenprofil der Intensitätsverteilung auswirkt. Erfindungsgemäß kann dieser Effekt zur Steuerung der Eindringtiefe genutzt werden.

Patentansprüche

1. Verfahren und Vorrichtungen zur Struktur bzw. tiefselaktiven Denaturierung biologischen Gewebes mittels Licht, **dadurch gekennzeichnet**, daß zur Einstellung der effektiven Wirtiefe mehrere technische Prozeßschritte wahlweise simultan, einzeln oder in freier Kombination durchgeführt werden. Dabei sind diese Prozeßschritte im einzelnen folgende:

- Druckaufschlagung des zu therapierenden Gewebearals.
- Einstellung der zur Therapie benutzten Belichtungsfläche.
- Einstellung der Wellenlänge des benutzten Lichtes.
- Kühlung der belichteten Gewebeoberfläche.
- Einstellung des Brechungsindexunterschiedes zwischen Gewebeoberfläche und Umgebung.

2. Verfahren und Vorrichtung nach 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Druckbeeinflussung des Gewebes durch eine Gewebekompression mit voreinstellbarer Flächenbelastung erfolgt.

3. Verfahren und Vorrichtung nach 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Druckbelastung des Gewebes durch die Anbringung eines Unterdruckes mittels Sauglocke erfolgt.

4. Verfahren und Vorrichtung nach 1–3, dadurch ge-

kennzeichnet, daß zur Einstellung der beleuchteten Wirkfläche eine Leuchtfeldblende im Abbildungsstrahlengang vorgesehen ist.

5. Verfahren und Vorrichtung nach 1–3, dadurch gekennzeichnet, daß zur Einstellung der beleuchteten Fläche ein optischer Wellenleiter, vorzugsweise ein für die Wirkwellenlänge transparenter Festkörper, verwendet wird.

6. Verfahren und Vorrichtung nach 1–3 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß der optische Wellenleiter aus einem Faserbündel besteht.

7. Verfahren und Vorrichtung nach 1–3 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß der optische Wellenleiter aus einem lichtleitenden Startmaterial besteht.

8. Verfahren und Vorrichtung nach 1–3 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß der optische Wellenleiter ein Hohlleiter ist.

9. Verfahren und Vorrichtung nach 1–3, 5 und 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Hohlleiter am distalen Ende durch ein Austrittsfenster abgeschlossen ist.

10. Verfahren und Vorrichtung nach 1–3, 5–9, dadurch gekennzeichnet, daß die Endfläche des Wellenleiters gleichzeitig zum Einbringen der Kompressionskraft benutzt wird.

11. Verfahren und Vorrichtung nach 1–10, dadurch gekennzeichnet, daß die Grenzschicht zwischen optischem Wellenleiter bzw. beleuchteter Fläche und Gewebeoberfläche mit einem Fluid einstellbarer Brechzahl hergestellt wird.

12. Verfahren und Vorrichtung nach 1–11, dadurch gekennzeichnet, daß das Fluid Wasser ist.

13. Verfahren und Vorrichtung nach 1–12, dadurch gekennzeichnet, daß das Fluid eine für die Wirkwellenlänge transparente Salbe oder Gel ist.

14. Verfahren und Vorrichtung nach 1–13, dadurch gekennzeichnet, daß die Kontaktfläche in voreinstellbarer Weise gekühlt wird.

15. Verfahren und Vorrichtung nach 1–14, dadurch gekennzeichnet, daß die Kühlung durch eine für die Wirkwellenlänge transparente Eisplatte erfolgt.

16. Verfahren und Vorrichtung nach 1, 3 und 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Kühlung durch Aufsprühen eines Gas-Flüssig-Aerosols mit einer biokompatiblen niedrigsiedenden Flüssigkeit erfolgt.

17. Verfahren und Vorrichtung nach 1–16, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestrahlung in einem regulären Muster in zwei Sitzungen durch Bestrahlung der jeweils übernächsten Nachbarfelder erfolgt.

18. Verfahren und Vorrichtung nach 1–17, dadurch gekennzeichnet, daß vor der Bestrahlung die zu behandelnde Gewebeoberfläche mit einem Lebensmittelfarbstoff behandelt wird, der sich durch Diffusion, Chemisorption und Kapillarkwirkung bevorzugt in Hautporen und Follikeln anreichert.

19. Verfahren und Vorrichtung nach 1–18, dadurch gekennzeichnet, daß vor der eigentlichen Behandlung die Hautoberfläche von Rückständen des Farbstoffes nach 18 gereinigt wird.

20. Verfahren und Vorrichtung nach 1–19, dadurch gekennzeichnet, daß das Absorptionsmaximum des Farbstoffes an die für eine vorgewählte Wirtiefe optimierte Wellenlänge angepaßt ist.

- Leerseite -

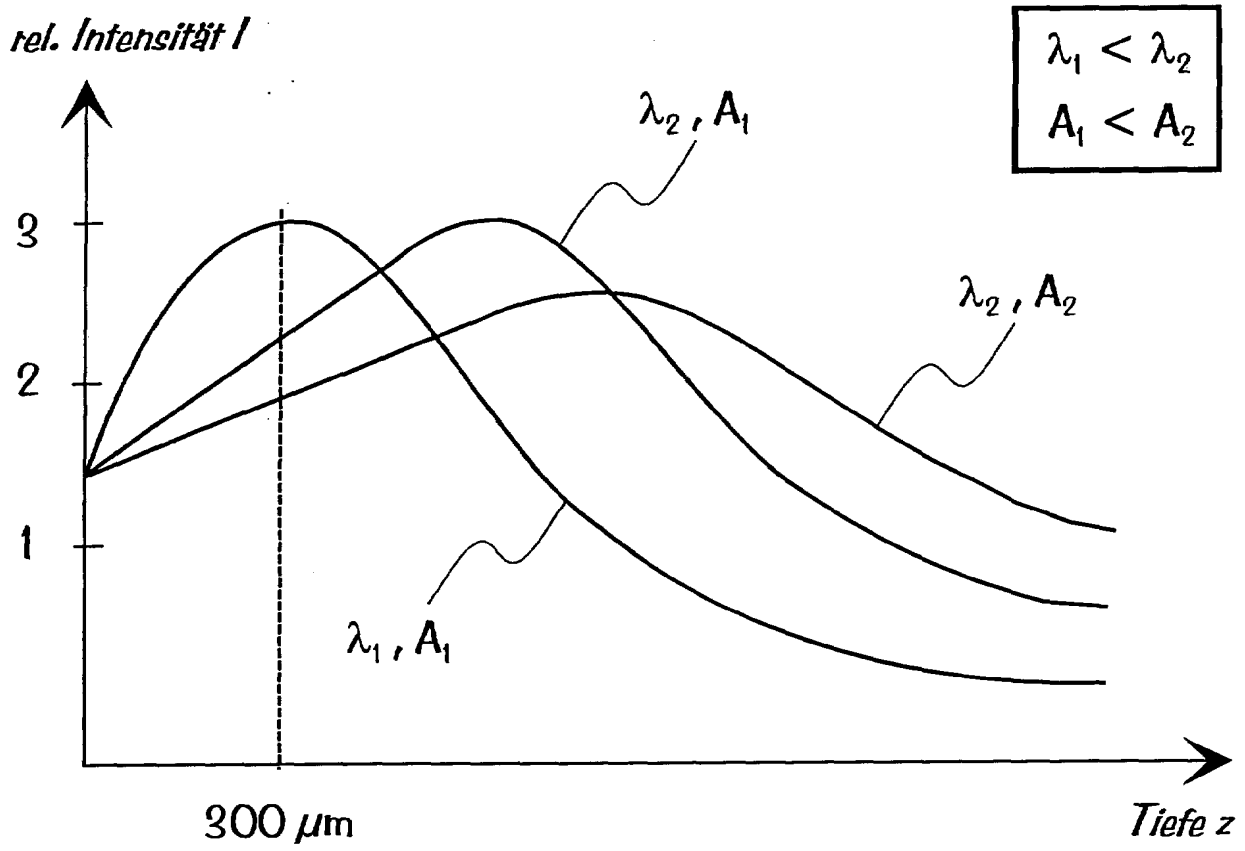
Fig. 1

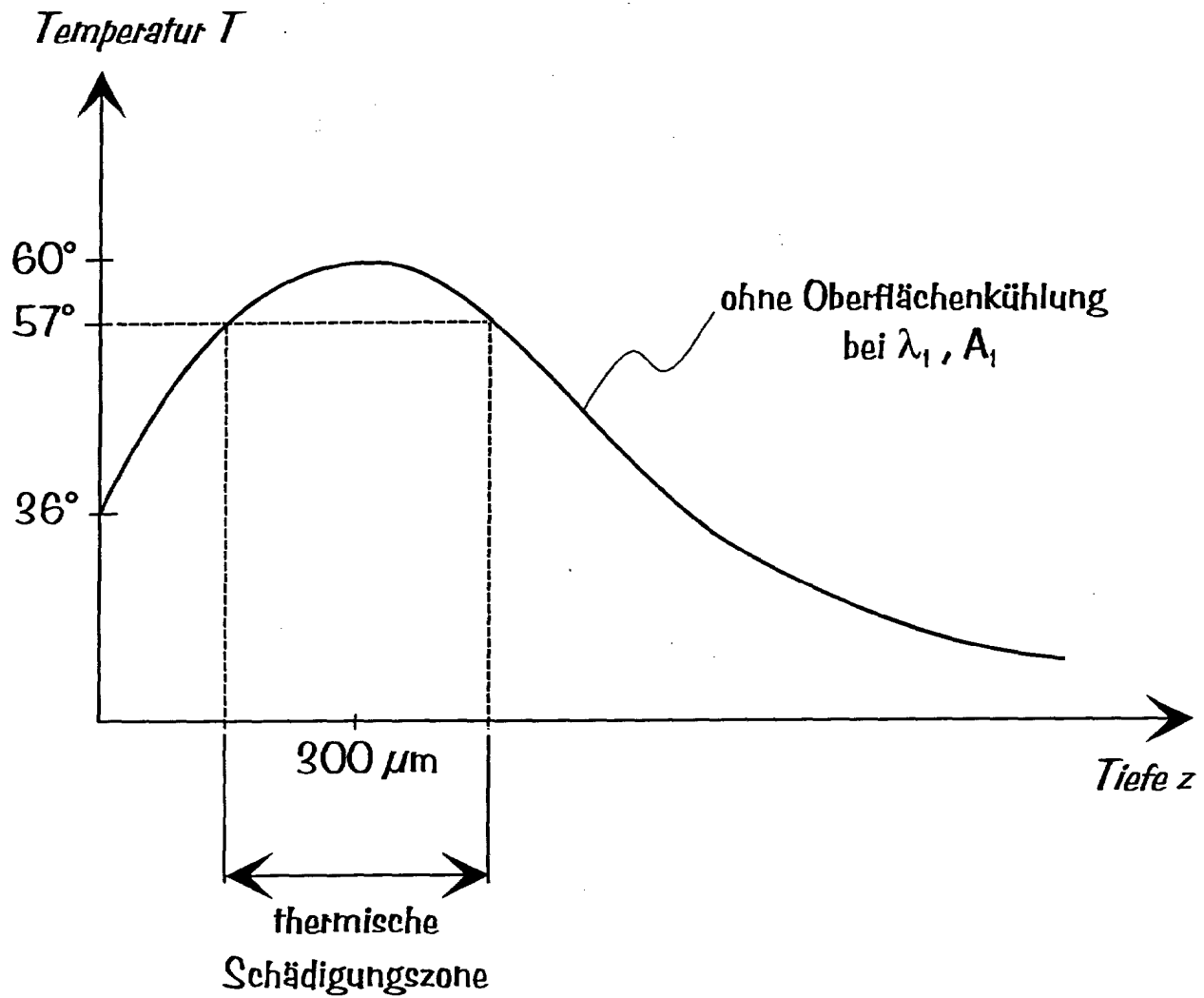
Fig. 2

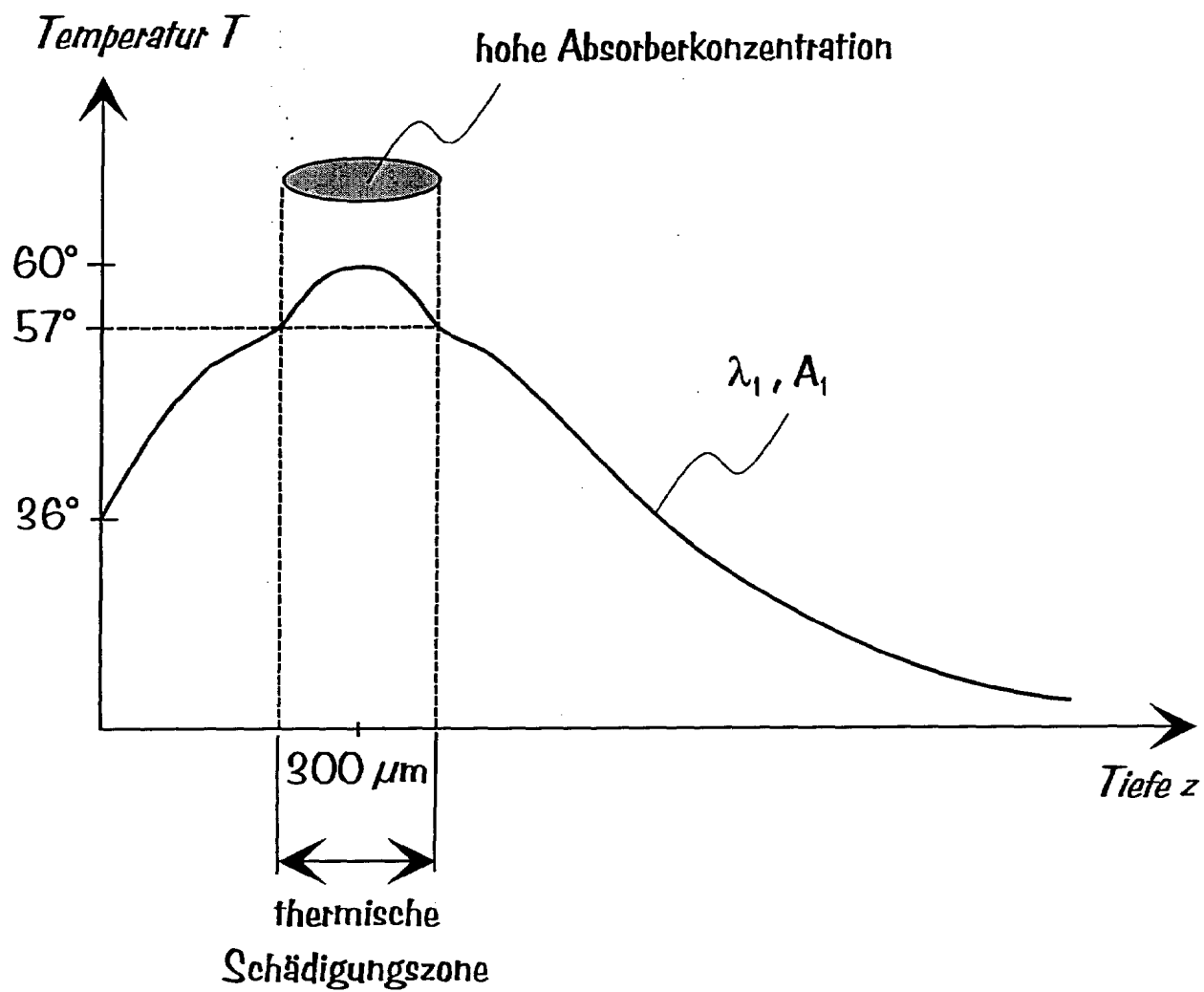
Fig. 3

Fig. 4a

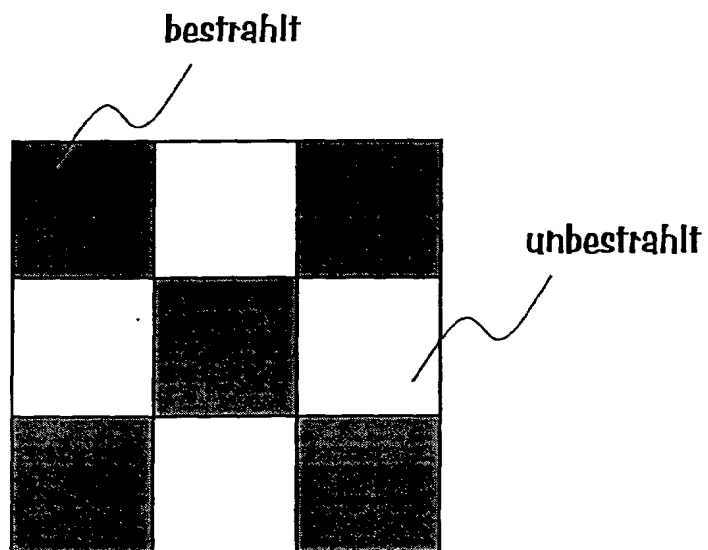


Fig. 4b

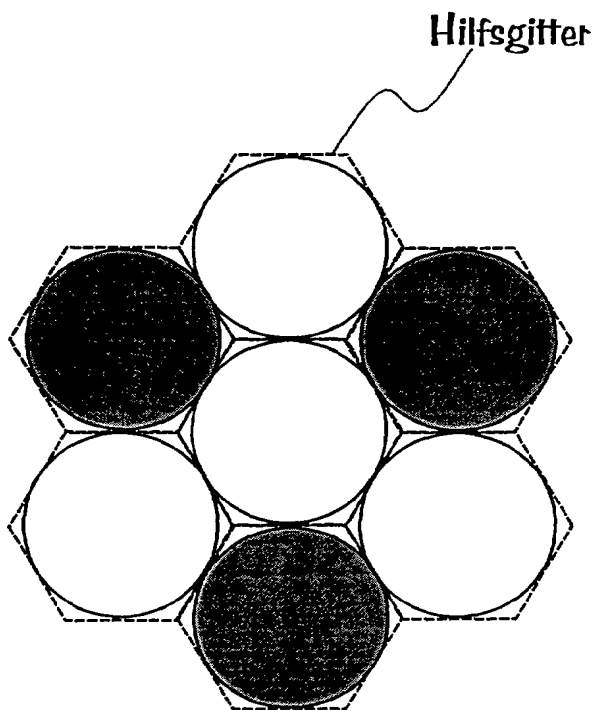


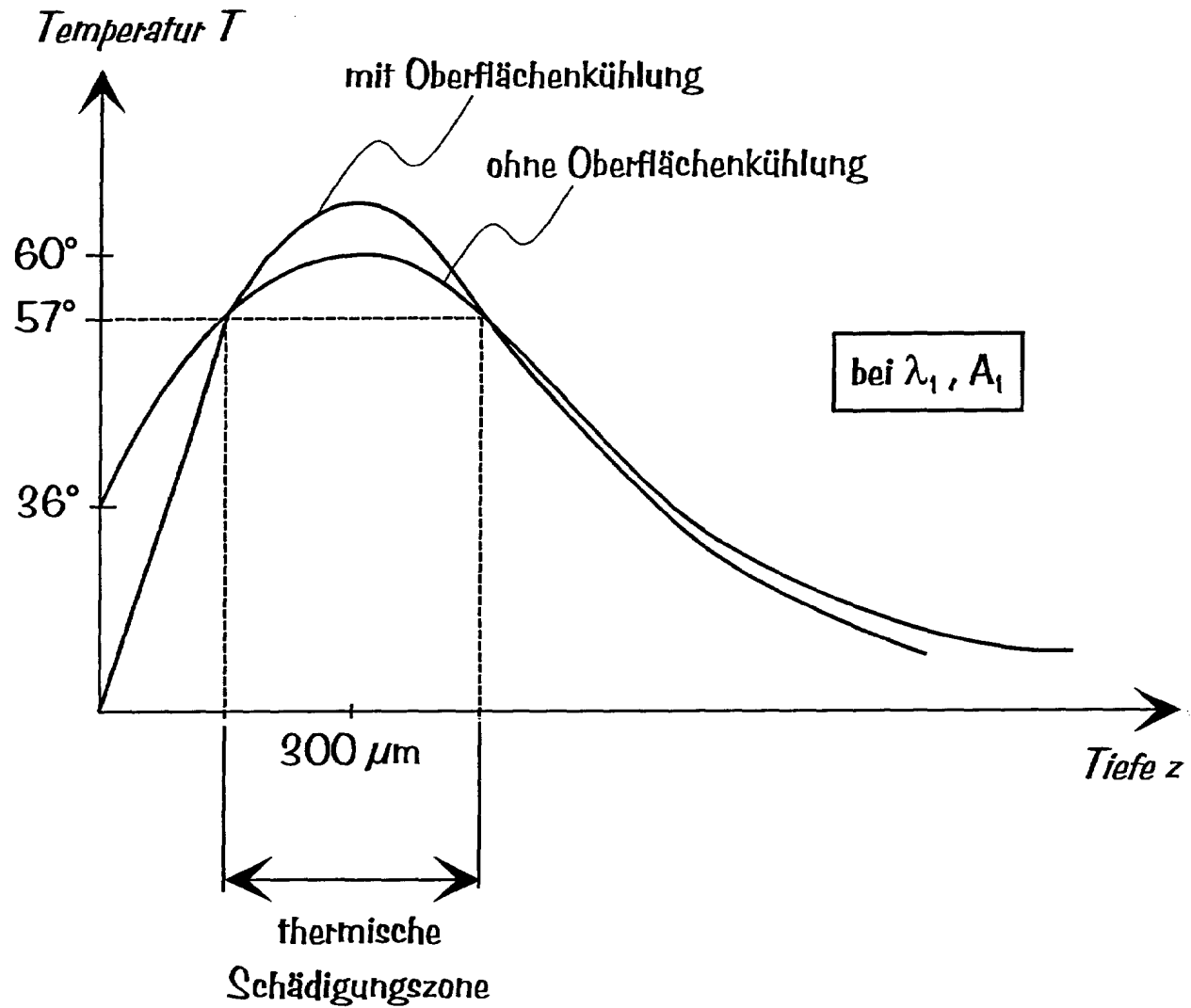
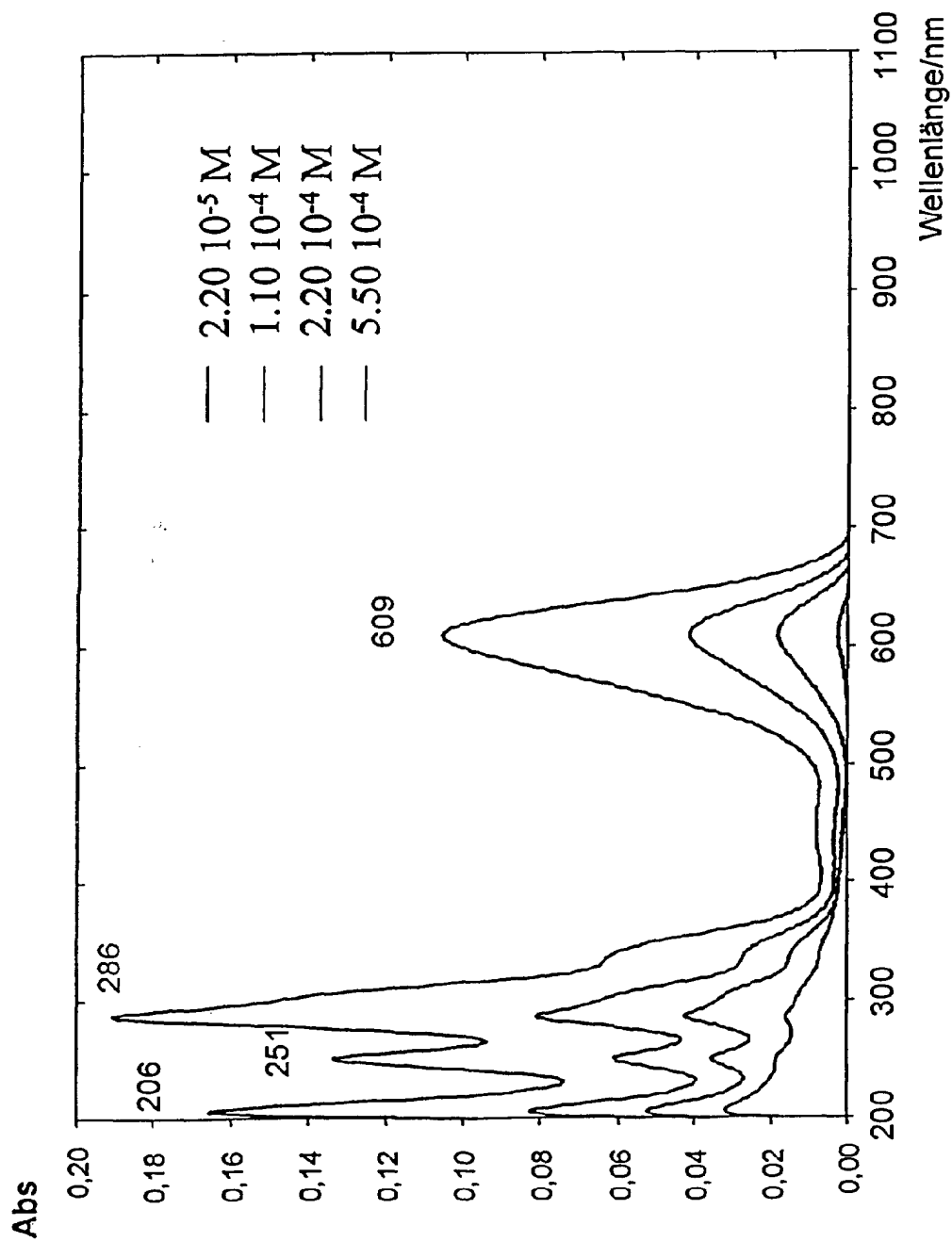
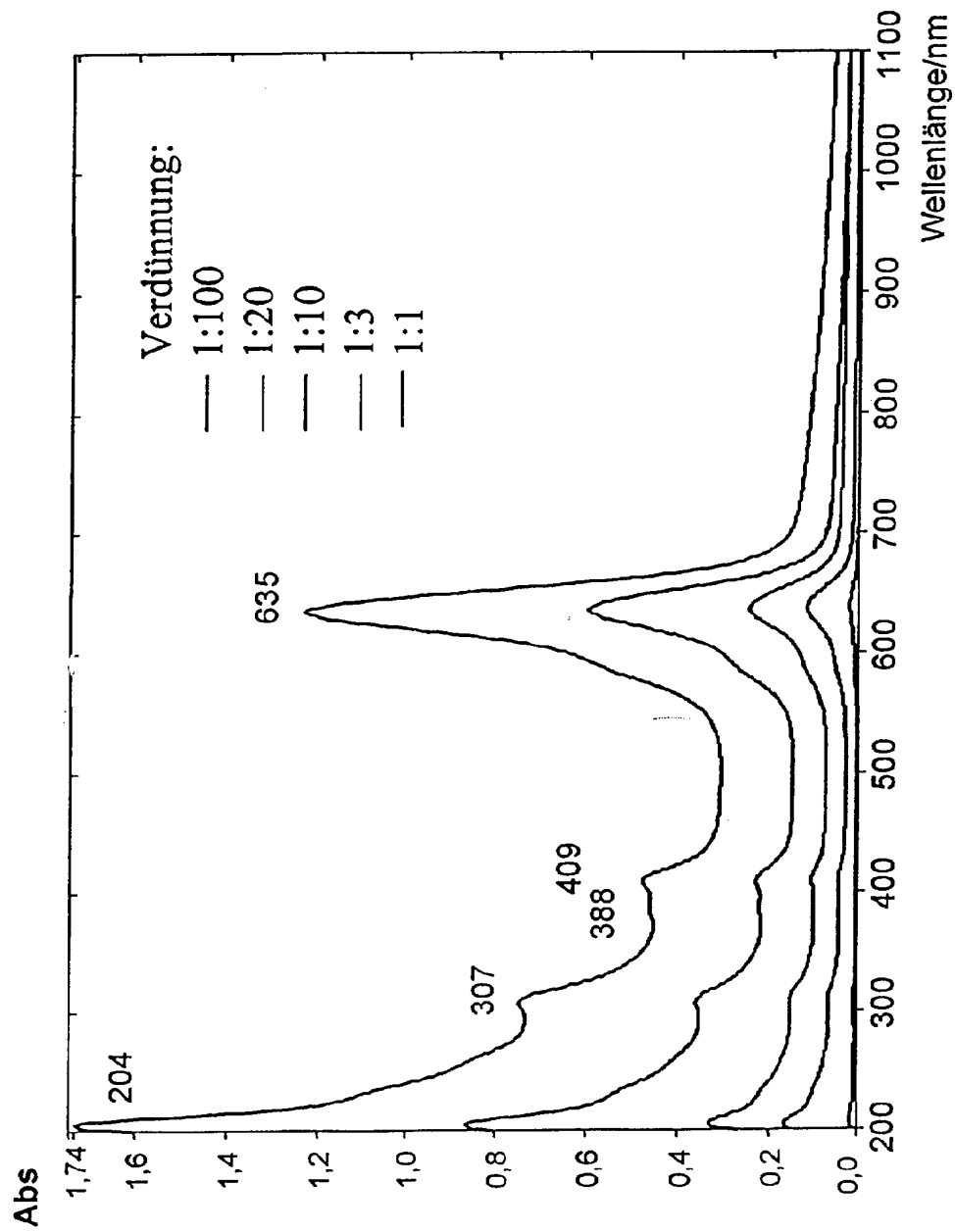
Fig. 5

Abb. 6



Indigo Carmin 25.6 mg/25ml, 1 mm Schichtdicke

Abb. 7



Lebensmittelfarbe, blau (Patentblau V E131, Cochenillerot A E124),
0.5g Probe/10ml, 1 mm Schichtdicke

Fig. 8

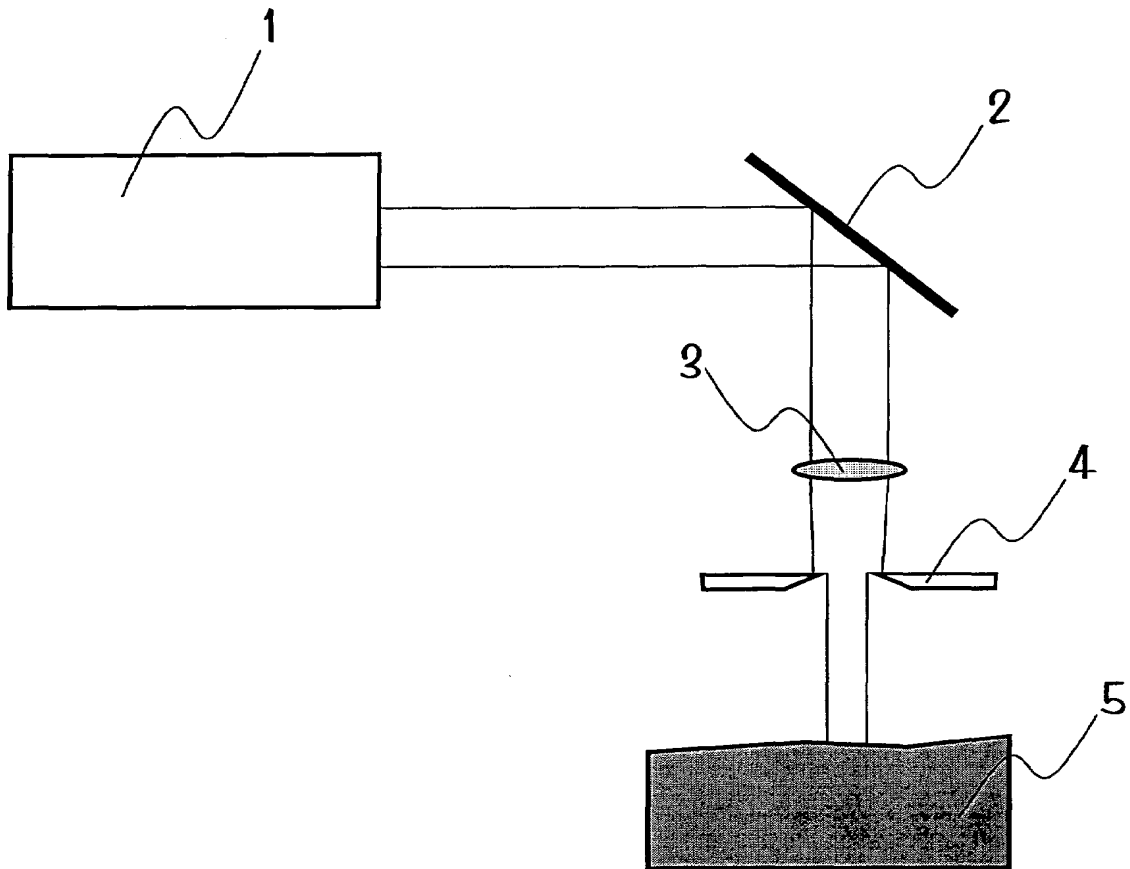
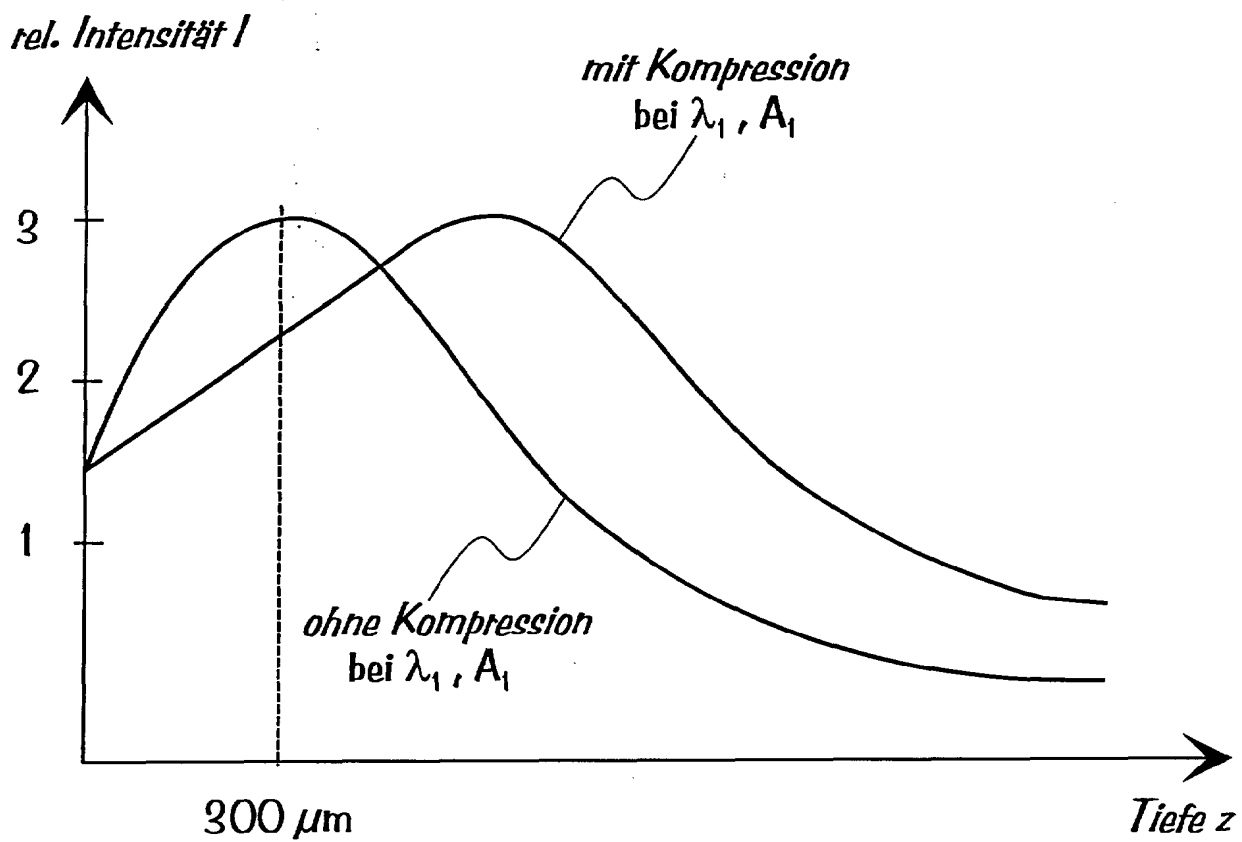



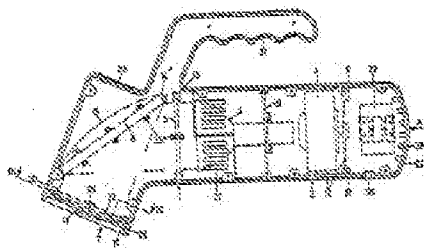


Fig. 9

AIR-COOLED APPARATUS FOR AN IRRADIATION BY MEANS OF POLARIZED LIGHT**Publication number:** DE3304230 (A1)**Publication date:** 1984-08-16**Inventor(s):** KLEIN FRANZ [DE]; BAUMANN OTTO [DE]**Applicant(s):** AMS AUTOMAT MESS & STEUERTECH [DE]**Classification:****- international:** **A61N5/06; F21V29/02; A61N5/00; A61N5/073; A61N5/06; F21V29/00; A61N5/00; (IPC1-7): A61N5/06****- European:** A61N5/06C2; F21V29/02**Application number:** DE19833304230 19830208**Priority number(s):** DE19833304230 19830208**Also published as:** WO8403049 (A1) EP0137005 (A1) EP0137005 (B1)**Abstract of DE 3304230 (A1)**

The unit designed particularly to stimulate the biological process related to cell activity, specially to enhance wound healing process at the surface of the body, comprises a casing (1, 2) wherein are arranged a light source (3), a fan (4) for the cooling, air inlet and outlet openings (18), as well as a light conducting medium (32) and filters (5) for the light and a medium (6) for polarizing the light. This unit should enable to reduce, respectively eliminate the adverse influences and/or perturbations of optical devices and/or damages caused to the person to be treated with the light by the air heated by the apparatus, respectively the cooling air so that at the end (7) of the casing turned towards the air inlet, an air permeable air filter, a filter support, a polarization apparatus, a light source and a fan may have an interchangeable arrangement, respectively an air permeable configuration; there are further provided guiding elements (15) for the air heated by the light source or blown by the fan and/or for the cooling air.



.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



**DEUTSCHES
PATENTAMT**

②1 Aktenzeichen: P 33 04 230.6
②2 Anmeldetag: 8. 2. 83
④3 Offenlegungstag: 16. 8. 84

DE 3304230 A1

⑦1 Anmelder:
ams Automatische Meß- und Steuerungstechnik
GmbH, 8572 Auerbach, DE

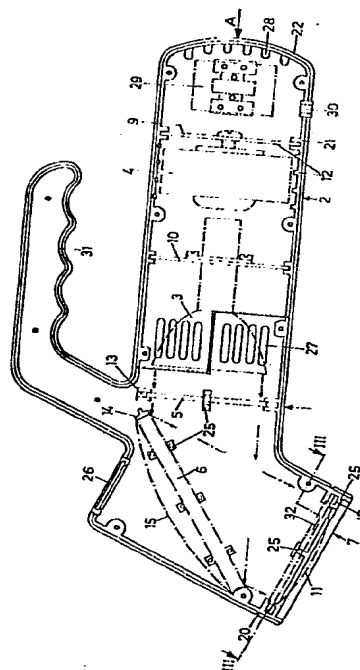
⑦2 Erfinder:
Klein, Franz, 8570 Pegnitz, DE; Baumann, Otto, 8572
Auerbach, DE

Beitrag zum

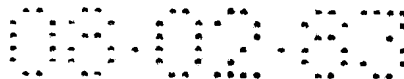
Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 **Bestrahlungsvorrichtung**

Die Vorrichtung, insbesondere zum Stimulieren biologischer Prozesse, die mit der Zellaktivität zusammenhängen, insbesondere zur Unterstützung des Heilprozesses von Verletzungen der Körperoberfläche, besteht aus einem Gehäuse, in welchem eine Lichtquelle, ein Ventilator zur Kühlung, Lufteintritts- und Luftaustrittsöffnungen sowie Lichtleitmittel und Filterelemente für das Licht und Mittel zum Polarisieren des Lichtes angeordnet sind. Mit dieser Vorrichtung sollen Beeinträchtigungen und/oder Störungen der optischen Einrichtungen und/oder Schädigungen des mit dem Licht zu behandelnden Individuums durch die vom Gerät erhitzte Luft bzw. durch die Kühlluft in der Weise vermindert bzw. ausgeschlossen werden, daß einmal an dem dem Lufteintritt zugewandten Ende des Gehäuses auswechselbar ein lichtdurchlässiges Luftfilterelement sowie Haltemittel für die Filterelemente, Polarisationsmittel, Lichtquelle und Ventilator luftdurchlässig angeordnet bzw. ausgebildet sind, wobei schließlich Führungsmittel für die durch die Lichtquelle erhitzte und vom Ventilator bewegte Luft und/oder für die Kühlluft vorgesehen sind.



DE 3304230 A1



3304230

PATENTANWALT DIPL.-PHYS. DR. K. SCHWEINZER

ZUGELASSENER VERTRETER VOR DEM EUROPÄISCHEN PATENTAMT

ESSENWEINSTRASSE 4-6 D-8500 NÜRNBERG 70 TELEFON 09 11 / 20 37 27 D TELEX 06 / 23 135

Nürnberg, 08.02.83
17/63A n s p r ü c h e :*Bestrahlungsv.*

1. Vorrichtung mit in einem Gehäuse (1,2) angeordneter Lichtquelle (3), einem Ventilator (4) zur Kühlung, Lufteintritts- und Luftaustrittsöffnungen, Lichtleitmittel (11), Filterelemente (5) für das Licht und Mittel
5 zum Polarisieren des Lichtes, insbesondere zur Stimulierung biologischer Prozesse, die mit der Zellaktivität zusammenhängen, insbesondere zur Unterstützung des Heilprozesses von Verletzungen der Körperoberfläche, wie Wunden, Ulcera und verschiedene epithele Schädigungen, aber auch für andere Anwendungen auf medi-
10 zinischem, pharmazeutischen und biologischem Gebiet, dadurch gekennzeichnet, daß am lufteintrittsseitigen Ende des Gehäuses (1,2) auswechselbar ein lichtdurchlässiges Luftfilterelement (8) angeordnet ist, daß die
15 Haltemittel (10, 12, 13 und 14) für die Filterelemente (5), Polarisationsmittel (6), Lichtquelle (3) und Ventilator (12) luftdurchlässig ausgebildet bzw. angeordnet sind und daß Führungsmittel (15) für die durch die Lichtquelle (3) erhitzte und vom Ventilator (4) bewegte
20 Luft und/oder die Kühlluft vorgesehen sind.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Luftfilterelement (8) ein, eine zentrale Lichtdurchtrittsöffnung (16) umgebende, ringförmige
25

geändert gemäß Einlage
24.3.83

Luftöffnung (17) abdeckendes Filter (18) aufweist.

5 3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Luftfilterelement (9) ein sich über den Querschnitt des Gehäuses (2) erstreckendes Filter aufweist.

10 4. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Filter (18) aus textilem Material besteht.

5. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Filter (18) aus einem Drahtgewebe besteht.

15 6. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Filter (18) aus Kunststoff-Fasern besteht.

20 7. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder einem der folgenden, dadurch gekennzeichnet, daß das Luftfilterelement (8) in einem auf das Gehäuse (1) aufsetzbaren Ringhalter (19) angeordnet ist.

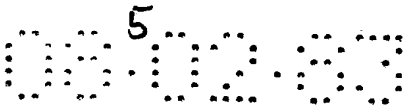
25 8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Gehäuse (1) eine Klemmnut für einen Ringhalter (19) aufweist.

30 9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Luftfilterelement (9) in einem innerhalb des Gehäuses (2) vorgesehenen Ringhalter (21) angeordnet ist.

35 10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Ringhalter (21) zwischen Ventilator (4) und lufteintrittsseitigem Gehäuseende (22) angeordnet ist.

11. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder folgenden, dadurch gekennzeichnet, daß das Tragelement (10) für die Lichtquelle (3) aus einem Ringsockel (23) mit Luftschlitzen (24) besteht.
- 5 12. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder folgenden, dadurch gekennzeichnet, daß das Tragelement (12) für den Ventilator (4) als Luftfilterelement ausgebildet ist.
- 10 13. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder folgenden, dadurch gekennzeichnet, daß die Halterungen (13,14) für die optischen Elemente (5,6) mit schlitzartigen Luftdurchtrittsöffnungen versehen sind.
- 15 14. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Haltemittel (13,14) für die optischen Elemente (5,6) und/oder die Tragelemente (10, 12) für die Lichtquelle (3) und/oder für den Ventilator (4) aus in Abständen am Umfang des Gehäuseinneren angeordneten Haltenocken (25)
- 20 bestehen.
- 15 15. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß im Lichtweg hinter dem Polarisationselement (6) ein Luftleitelement (15) vorgesehen ist.
- 25 16. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß das Gehäuse (1) eine zur Lichtaustrittsrichtung parallele, luftdicht verschlossene Durchblicköffnung (26) aufweist.
- 30 17. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß an beiden Endteilen (7, 22) des Gehäuses (1,2) je ein Luftfilterelement (8 bzw. 9) angeordnet ist.
- 35

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Ventilator (4) umschaltbar als Lüfter und Gebläse ausgebildet ist.



3304230

PATENTANWALT DIPL.-PHYS. DR. K. SCHWEINZER

ZUGELASSENER VERTRETER VOR DEM EUROPÄISCHEN PATENTAMT

ESSENWEINSTRASSE 4-6 D-8500 NÜRNBERG 70 TELEFON 09 11 / 20 37 27 D TELEX 06 / 23 135

Nürnberg, 08.02.83
17/63

Automatische Mess- und Steuerungstechnik GmbH,
Enge Gasse 1, 8572 Auerbach/Opf.

Bestrahlungsvorrichtung.

~~"Vorrichtung mit einer Lichtquelle, optischen-
Elementen, Mittel zum Polarisieren des Lichtes und
Ventilator, insbesondere für die Stimulierung
biologischer Prozesse."~~

geändert gemäß Eingabe
eingetragen: 29.3.83

Bestrahlungsv.

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung mit in einem Gehäuse angeordneter Lichtquelle, einem Ventilator zur Kühlung, Lufteintritts- und Luftaustrittsöffnungen, Lichtleitmittel, Filterelemente für das Licht und Mittel
5 zum Polarisieren des Lichtes, insbesondere zur Stimulierung biologischer Prozesse, die mit der Zellaktivität zusammenhängen, insbesondere zur Unterstützung des Heilprozesses von Verletzungen der Körperoberfläche, wie Wunden, Ulcera und verschiedene Epithel-
10 Schädigungen, aber auch für andere Anwendungen auf medizinischem, pharmazeutischen und biologischem Gebiet.

Es ist bereits ein Verfahren zur Stimulierung biologischer Prozesse bekannt, bei dem der zu stimulierende Bereich
15 mit einem Lichtbündel vorbestimmter Intensität bestrahlt wird, und die Bestrahlung mit einem linear polarisierten nicht kohärenten Licht erfolgt, das Wellenlängen-Komponenten oberhalb von 300 nm aufweist. Vorzugsweise hat das bestrahlende Licht eine kontinuierliche oder
20 quasi kontinuierliche spektrale Verteilung wenigstens im Wellenlängenbereich von größer 300 nm. Bei einer Vorrichtung zur Erzeugung des benötigten Lichtes ist beispielsweise eine Lichtquelle vorgesehen, die inkohärentes Licht mit Spektralkomponenten oberhalb von 300 nm
25 abgibt, und ein Ablenkssystem im Strahlengang des von der Lampe abgegebenen Lichtes um die Lichtstrahlen in eine gegebene Behandlungsrichtung zu bringen und im Strahlengang ein Polarisator um polarisierte Lichtstrahlen zu erzeugen.

30 Die Lichtquelle erzeugt, physikalisch bedingt, Wärme, die aus dem die Lichtquelle aufnehmenden Gehäuse abgeführt werden muß. Dazu ist ein Ventilator vorgesehen, der die Lichtquelle kühlt. Durch den Ventilator
35 wird Luft in das Gehäuse eingesaugt bzw. aus dem

5

10

15

25

35

delnde Fläche nicht nur mit Licht zu bestrahlen, sondern auch zu erwärmen. Dazu kann in vorteilhafter Weise die von der Lichtquelle erwärmte Luft verwendet werden, die dann vom Ventilator durch die vordere, luftaustritts-
 5 seitige, Öffnung des Gehäuses abgeblasen wird. In diesem Fall ist es vorteilhaft, wenn das Luftfilterelement bezüglich des Strahlenganges des Lichtes hinter der Lichtquelle angeordnet ist. In vorteilhafter Weise weist das Luftfilterelement ein sich über den Querschnitt des
 10 Gehäuses erstreckendes Filter auf.

Das jeweilige Luftfilter kann in verschiedener Weise realisiert sein. Bei einem ersten Ausführungsbeispiel besteht das Filter aus textilem Material. Bei einer
 15 Abwandlung der Erfindung besteht das Filter aus einem Drahtgewebe. In noch weiterer Abwandlung kann das Filter aus Kunststoff-Fasern oder dergl. bestehen.

Bei einem besonders vorteilhaften Ausführungsbeispiel ist das Luftfilterelement in einem auf das Gehäuse aufsetzbaren Ringhalter angeordnet.
 20

Zur Vereinfachung der Verbindung zwischen Ringhalter und Gehäuse weist das Gehäuse eine Klemmnut für
 25 den Ringhalter auf.

Bei dem Ausführungsbeispiel, bei dem der Ventilator die von der Lichtquelle erwärmte Luft vorne, d.h. parallel mit dem Lichtstrahl ausbläst, ist das Luftfilterelement
 30 in einem innerhalb des Gehäuses vorgesehenen Ringhalter angeordnet.

Um den Ventilator in den Schutz gegen Verstaubung mit einzuschließen ist es vorteilhaft, wenn der Ringhalter zwischen Ventilator und lufteintrittsseitigem Gehäuse-
 35 ende angeordnet ist.

In zweckmäßiger Ausgestaltung der Vorrichtung besteht das Tragelement für die Lichtquelle aus einem Ringsockel mit Luftschlitzen. Dadurch wird erreicht, daß die Lichtquelle vollständig von der Kühlluft umströmt wird.

5

Gemäß einer besonderen konstruktiven Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist das Tragelement für den Ventilator zugleich als Luftfilterelement ausgebildet.

10

In zweckmäßiger Weiterbildung sind die Halterungen für die optischen Elemente mit schlitzartigen Luftdurchtrittsöffnungen versehen.

15

Gemäß einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung bestehen die Haltemittel für die optischen Elemente und/oder die Tragelemente für die Lampe und/oder dem Ventilator aus in Abständen am Umfang des Gehäuseinneren angeordneten Haltenocken.

20

Insbesondere als Polarisationsmittel Spiegel oder dergl. verwendet werden, ist es vorteilhaft, wenn im Lichtweg hinter dem Polarisationselement ein Luftleitelement vorgesehen ist.

25

In zweckmäßiger Weiterbildung der Erfindung weist das Gehäuse eine zur Lichtaustrittsrichtung parallele, luftdicht verschlossene Durchblicköffnung auf.

30

Um sowohl eine Betriebsart durchführen zu können, bei der die Kühlluft am lichtaustrittsseitigem Ende des Gehäuses angesaugt wird als auch eine Betriebsart, bei der aus dem lichtaustrittsseitigem Ende Warmluft ausgeblasen wird, ist es vorteilhaft, wenn an beiden

35

Endteilen des Gehäuses je ein Luftfilterelement angeordnet ist.

5 Für dieses Ausführungsbeispiel ist es ferner vorteilhaft, wenn der Ventilator umschaltbar als Lüfter und Gebläse ausgebildet ist.

10 Weitere Einzelheiten, Merkmale und Vorteile der Erfindung werden anhand der Zeichnung näher erläutert, die schematisch ein Ausführungsbeispiel darstellt.

Dabei zeigt:

15 Fig. 1 einen Querschnitt durch ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 2 eine Rückansicht in Richtung des Pfeiles A der Fig. 1,

20 Fig. 3 eine ~~Stirnansicht~~^H in Richtung des ~~Pfeiles B~~^{Schnittlinie III-III} der Fig. 1,

Fig. 4 einen Teilausschnitt des Gehäuses mit aufgestecktem Luftfilterelement, und

Fig. 5 ein Ausführungsbeispiel eines Tragelementes.

25 In einem, beispielsweise zweiteilig ausgebildeten, Gehäuse mit einem vorderen Gehäuseteil 1 und einem rückwärtigem Gehäuseteil 2 ist eine Lichtquelle 3 angeordnet, die das für die beispielsweise Stimulierung biologischer Prozesse bestimmte Licht abgibt. Ferner sind
30 Lichtfilter, beispielsweise UV-und/oder IR-Filter 5, ein Polarisator, beispielsweise ein Brewster-Spiegel 6 sowie ein Ventilator 4 angeordnet. Ferner können Lichtleitmittel, Spiegel oder Linsen 32 vorgesehen sein. Im Gehäuse ist ferner eine elektrische Anschlußplatte 29
35 vorgesehen, die durch eine Kabelzuführungsöffnung 30 ein entsprechendes Kabel für die Netzversorgung angeschlossen ist.

Am rückseitigen Ende des Gehäuses 2 sind Kühlschlitze 28 angebracht. Die Gehäuseteile 1, 2 können vorzugsweise im Bereich der Lichtquelle 3 Kühlschlitze 27 aufweisen.

5 Das Gehäuse 2 bzw. Gehäuseteil 1 kann einen Handgriff 31 aufweisen bzw. mit einem Handgriff 31 einstückig ausgebildet sein. Anstelle des Handgriff 31 kann auch eine Haltevorrichtung für eine Stativbefestigung oder dergl. angebracht bzw. vorgesehen sein. Am lichtaustritts-
10 seitigem Ende 7 des Gehäuses 1 ist eine Lichtleit bzw. Sammelvorrichtung, beispielsweise eine Linse 32 vorgesehen.

Zur Beobachtung des Behandlungsfeldes ist zweckmäßiger
15 Weise am Gehäuseteil 1 eine Durchblicksöffnung 26 vorgesehen, deren Blickrichtung parallel zum Lichtstrahl verläuft. Die Durchblicksöffnung 26 ist luftdicht verschlossen.

20 Um das Eindringen von Staub und/oder Bakterien oder dergl. zu verhindern, ist erfindungsgemäß am vorderen lichtaustrittsseitigem Ende 7 des Gehäuses 1 ein Luftfilterelement 8 angebracht. Dieses Luftfilterelement 8 besteht vorzugsweise, gemäß Fig. 3, aus einem Filter 18
25 der ringförmige Luftaustrittsöffnungen 17 überdeckt. Der ringförmige Teil 17 umgibt eine zentrale Lichtdurchtrittsöffnung 16. Die vom Ventilator 4 angesaugte Kühlluft strömt durch das, die ringförmige Luftdurchtrittsöffnung 17 abdeckende, Filter 18 und wird dabei ent-
30 staubt. Das Filter 18 kann aus textilem Material bestehen, beispielsweise einem feingewebtem Tuch, oder aus einem Metallgitter mit sehr feinen Gitteröffnungen, oder aus einem Kunststofffilter in Tuchform aus Fasern hergestellt oder aus feinem Granulat oder dergl. Bei
35 der Verwendung von Textilgewebe besteht die Möglichkeit, dieses bei Gebrauch mit einer desinfizierenden Lösung

zu beaufschlagen. Dabei wird sichergestellt, daß Viren und Bakterien oder dergl. nicht in das Gehäuse-Innere eindringen und diese kontaminieren können.

5 Durch die angesaugte Luft wird die Lichtquelle 3 gekühlt, wobei die erwärmte Luft durch die Kühlöffnungen 28 am hinteren Ende des Gehäuses 2 ausgeblasen wird.

10 Um ein leichtes Auswechseln des Luftfilterelementes zu ermöglichen, ist es vorteilhaft, wenn das Element 8 in einem Ringhalter 19 angeordnet ist, der über das vordere Ende 7 des Gehäuses 1 geschoben werden kann. Zur sicheren Verbindung mit dem Gehäuse 1 ist es zweckmäßig, wenn das Gehäuse eine Klemmnut 20 auf-
15 weist (Fig. 4).

Ein Haltemittel 10 für die Lichtquelle 3 ist (Fig. 5) derart ausgebildet, daß ein Ringsockel 23 von Luftschlitzen 24 umgeben ist. Dadurch wird erreicht, daß
20 die vom Ventilator 4 angesaugte Kühlluft bzw. die vom Ventilator 4 ausgeblasene Kühlluft die Lichtquelle 3 vollständig umfließen kann.

25 Die Halteelemente 13 für das Filterelement 5, 14 für den Polaristor 6 sind analog zum Luftfilterelement 8 mit einer zentralen Lichtdurchtrittsöffnung und ringförmigen Luftdurchtrittsöffnungen versehen.

30 Die Halteelemente können in ringförmigen Halterungen 21 befestigt sein, oder in einzelnen, über den Umfang des Gehäuses verteilten Haltenocken 25.

35 Die Haltemittel 12 für den Ventilator 4 können gleichzeitig, wie in Fig. 1 dargestellt, als Luftfilterelement 9 ausgebildet sein.

Bei einer ersten Betriebsart der erfindungsgemäßen
 Vorrichtung wird vom Ventilator 4 am lichtaustrittsseitigem
 Ende 7 des Gehäuses 1 Luft durch ein vorderes Luft-
 filterelement 8 angesaugt und durch das Gehäuse,
 5 an der Lichtquelle 3 vorbei, durchgeleitet und am
 Gehäuseende durch die Kühlschlitze 28 abgeführt.

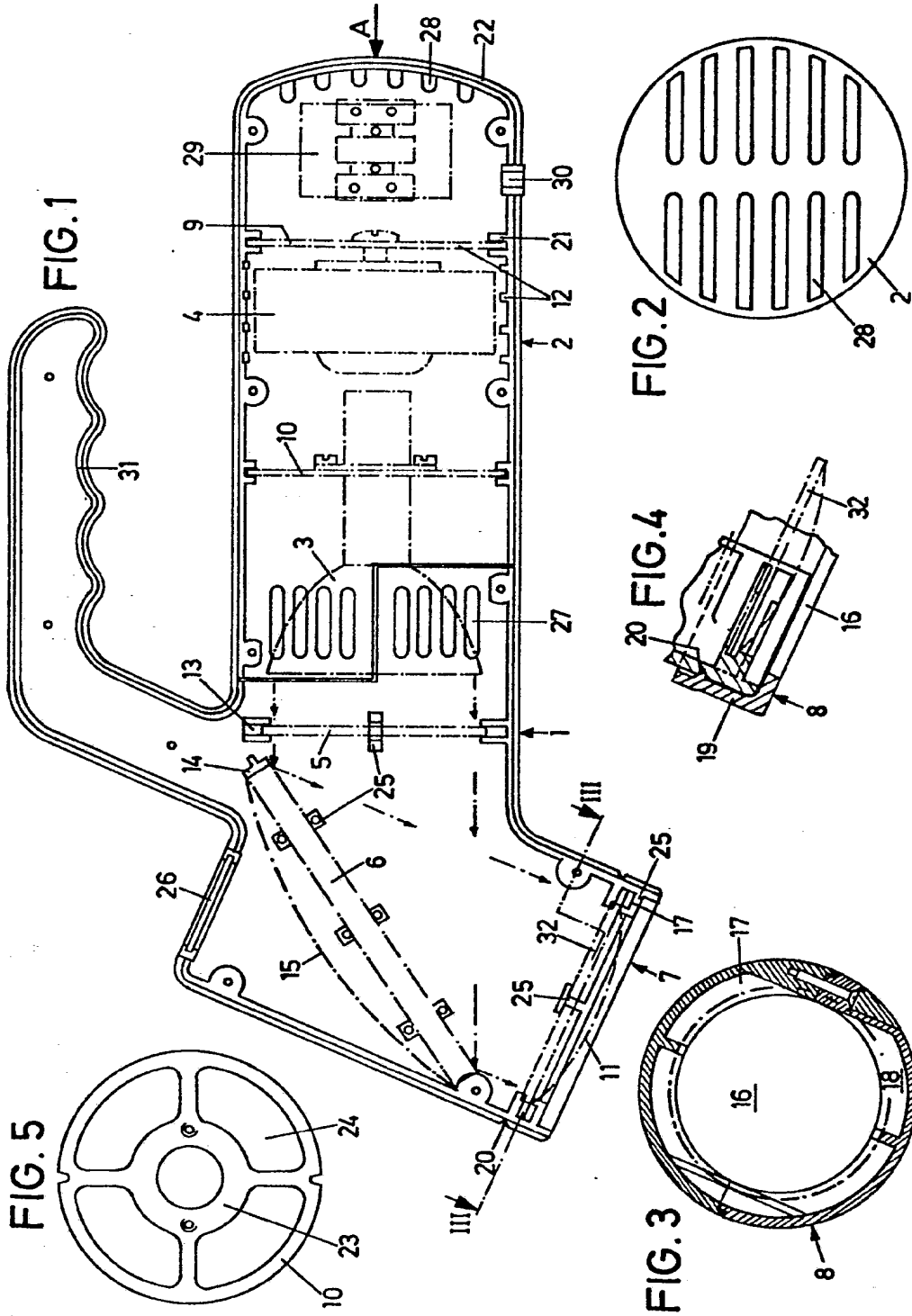
Bei einer zweiten Betriebsart saugt der Ventilator
 4 Luft durch die Öffnungen 28 am rückwärtigen Teil an,
 10 bläst sie über die Lichtquelle 3 wobei die Luft erhitzt
 wird und drückt die Luft dann durch das luftaustritts-
 seitige Ende 7, parallel zum Lichtstrahl, auf die zu
 behandelnde Fläche. Bei dieser zweiten Betriebsart
 wird der therapeutische Effekt der Lichtbestrahlung
 15 durch die lokale Erwärmung mittels der von der Licht-
 quelle 3 erhitzten Luft unterstützt.

Die Erfindung ist nicht auf das dargestellte und be-
 schriebene Ausführungsbeispiel beschränkt. Bei Verwen-
 20 dung eines vom Licht geradlinig durchlaufenen Polari-
 sator 6 kann das Gehäuse als geradliniges Rohr ausge-
 bildet sein. Das Gehäuse kann einteilig sein. Die Kühl-
 schlitze 27 können entfallen. Das Gehäuse kann kreisförm-
 25 Querschnitt aufweisen. Die Luftführungsmittel 15 können,
 wenn sie aus durchsichtigem Material bestehen, auch
 vor dem Polarisator 6 angeordnet sein. Die Erfindung
 umfaßt somit alle fachmännischen Weiterbildungen und
 Abwandlungen sowie Teil- und/oder Unterkombinationen
 30 der beschriebenen und/oder dargestellten Merkmale
 und Maßnahmen.

1	Gehäuse	42
2	Gehäuse	43
3	Lichtquelle	44
4	Ventilator	45
5	UV-/IR-Filter	46
6	Polarisator	47
7	lichtaustrittsseitiges Ende von 1	48
8	Luftfilterelement (vorne)	49
9	Luftfilterelement (hinten)	50
0	Haltemittel für Lichtquelle	51
1	Lichtleitelement	52
2	Haltemittel für Ventilator	53
3	Haltemittel für Filterelement	54
4	Haltemittel für Polarisator	55
5	Luftführungsmittel	56
6	zentrale Lichtdurchtrittsöffnung	57
7	ringförmige Luftdurchtrittsöffnung	58
8	Filter	59
9	Ringhalter	60
20	Klemmnut	61
21	Ringhalter	62
22	lufteintrittsseitiges Gehäuseende	63
23	Ringsockel	64
24	Luftschlitz	65
25	Haltenocken	66
26	Durchblicksöffnung	67
27	Kühlschlitz	68
28	Kühlschlitz	69
29	elektrische Anschlußplatte	70
30	Kabelzuführungsöffnung	71
31	Handgriff	72
32	Linse	73
33		74
34		75
35		76
36		77
37		78
38		79
39		80
40		81
41		82

3304230

NACHGERICHT



Medical laser handpiece**Publication number:** US4826431 (A)**Publication date:** 1989-05-02**Inventor(s):** FUJIMURA YOSHISABURO [JP]; KATAOKA KENZO [JP]; YUBA AKIRA [JP]; KOMORI HIROSHI [JP]**Applicant(s):** MORITA MFG [JP]**Classification:**

- **international:** **A61B18/22; A61C1/00; A61C13/15; A61N5/06; G02B6/42; A61B18/20; A61M3/02; A61N5/067; A61B18/20; A61C1/00; A61C13/00; A61N5/06; G02B6/42; A61M3/00; (IPC1-7): A61C3/00**

- **European:** A61N5/06B4; A61B18/22; A61C1/00L; A61C19/00D1; G02B6/42H; G02B6/42L

Application number: US19870061868 19870611

Priority number(s): JP19860089749U 19860612; JP19860181622U 19861125; JP19860181623U 19861125; JP19860181624U 19861125

Also published as:

FR2599961 (A1)

DE3719561 (A1)

Cited documents:

US4503853 (A)

US4604992 (A)

US4608980 (A)

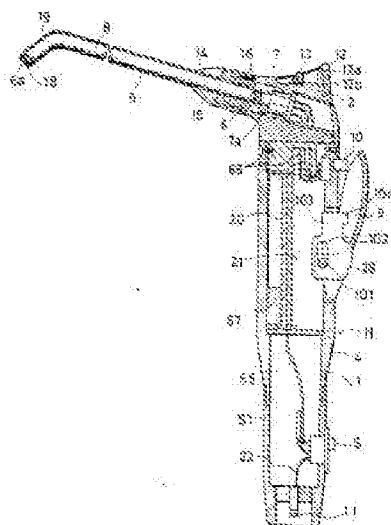
US4617926 (A)

US4619612 (A)

more >>

Abstract of US 4826431 (A)

A medical laser handpiece comprising a grip body, a semiconductor laser generator disposed in the grip body and an irradiation nozzle which is detachably cross-connected to the head of the grip body at an angle and includes a laser light transmitting means from the semiconductor laser generator. With this laser handpiece, an operator can accurately and easily treat even relatively small and complicated shaped teeth and periodontal sections in the mouth. In addition to a structure capable of irradiating laser light and a structure capable of cooling the semiconductor generator, this invention also includes a structure capable of jetting air, water and a mist of air and water, and a structure capable of reducing irradiation loss of laser light.



.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide

①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

①② **Offenlegungsschrift**
①① **DE 37 19561 A1**

⑤① Int. Cl. 4:
A61N 5/06
// A61C 5/04

②① Aktenzeichen: P 37 19 561.1
②② Anmeldetag: 11. 6. 87
④③ Offenlegungstag: 21. 1. 88

DE 37 19561 A1

③① Unionspriorität: ③② ③③ ③①
12.06.86 JP P 61-089749 25.11.86 JP P 61-181622
25.11.86 JP P 61-181623 25.11.86 JP P 61-181624

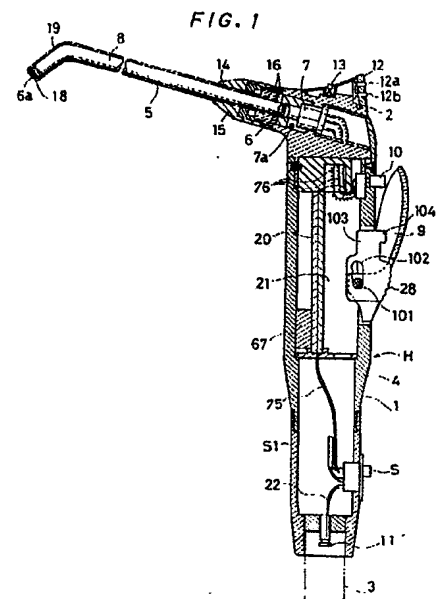
⑦① Anmelder:
Kabushiki Kaisha Morita Seisakusho, Kyoto, JP

⑦④ Vertreter:
Schwan, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 8000 München

⑦② Erfinder:
Fujimura, Yoshisaburo, Uji, Kyoto, JP; Kataoka,
Kenzo, Otsu, Shiga, JP; Yuba, Akira, Uji, Kyoto, JP;
Komori, Hiroshi, Kyoto, JP

⑤④ Medizinisches Laserhandstück

Medizinisches Laserhandstück mit einem Griffkörper, einem innerhalb des Griffkörpers angeordneten Halbleiter-Lasergenerator und einer mit dem Kopf des Griffkörpers lösbar verbundenen, gegenüber dem Griffkörper abgewinkelten Bestrahlungsdüse, die mit einer Übertragungseinrichtung zum Übertragen von von dem Halbleiter-Lasergenerator kommendem Laserlicht versehen ist. Vorzugsweise sind ferner Mittel zum Kühlen des Halbleiter-Lasergenerators, zum Abgeben eines Strahls aus Luft, Wasser oder einem Luft/Wasser-Nebel sowie Mittel zum Verringern von Laserlichtverlusten vorgesehen.



DE 37 19561 A1

Patentansprüche

1. Medizinisches Laserhandstück, **gekennzeichnet durch** einen Griffkörper (1), einen innerhalb des Griffkörpers angeordneten Halbleiter-Lasergenerator (7) und eine mit dem Kopf (2) des Griffkörpers lösbar verbundene, gegenüber dem Griffkörper abgewinkelte Bestrahlungsdüse (5), die mit einer Übertragungseinrichtung (8) zum Übertragen von von dem Halbleiter-Lasergenerator kommenden Laserlicht versehen ist.
2. Medizinisches Laserhandstück nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Halbleiter-Lasergenerator (7) auf der Achse der Bestrahlungsdüse (5) in dem Griffkopf (2) sitzt.
3. Medizinisches Laserhandstück nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Griffkopf (2) mit einer Beleuchtungsvorrichtung (23) versehen ist und die Laserlicht-Übertragungseinrichtung (8) sowohl dem Übertragen von Beleuchtungslicht von der in dem Griffkörper (1) untergebrachten Beleuchtungsvorrichtung als auch dem Übertragen von Laserlicht von dem in dem Griffkopf angeordneten Halbleiter-Lasergenerator (7) dient.
4. Medizinisches Laserhandstück nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß auf dem Griffkopf (2) eine Anzeigeeinrichtung (12) zur Anzeige des Laserbestrahlungs-Bereitschaftszustands, des Laserbestrahlungszustands und der Laserbestrahlungs-Zeitwahl vorgesehen ist.
5. Medizinisches Laserhandstück nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß in den Griffkörper (1), den Griffkopf (2) und die Bestrahlungsdüse (5) Luft- und Wasserzuleitungen (24, 25, 26, 27) eingebaut sind.
6. Medizinisches Laserhandstück nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestrahlungsdüse (5) an ihrem Ende mit einem abgebogenen Abschnitt (19) versehen und mit dem Griffkopf (2) drehbar verbunden ist.
7. Medizinisches Laserhandstück nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Halbleiter-Lasergenerator (7) in dem Griffkopf (2) über ein mit Kühlrippen (30) versehenes Halteteil (29) befestigt ist, das eine Luftkühlung des Halbleiter-Lasergenerators und des diesen umgebenden Bereichs erlaubt.
8. Medizinisches Laserhandstück nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß eine Luftzuleitung (24) in den Griffkörper (1) eingebaut und ein mit dieser Luftzuleitung verbundener Zwischenraum (37) zwischen dem Griffkörper und dem Halbleiter-Lasergenerator (7) ausgebildet ist.
9. Medizinisches Laserhandstück nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß das Halteteil (29) aus einem Werkstoff mit hoher Wärmeleitfähigkeit gefertigt ist.
10. Medizinisches Laserhandstück nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Laserlicht-Übertragungseinrichtung (8) in ein Schutzrohr (81) eingesetzt ist, daß ein wasserführender Zwischenraum (56) zwischen der Laserlicht-Übertragungseinrichtung und dem Schutzrohr vorgesehen ist, daß luftführende Zwischenräume (53, 55) zwischen dem Schutzrohr und dem Griffkopf (2) sowie zwischen dem Schutzrohr und der Bestrahlungsdüse (5) vorgesehen sind, und daß

diese Zwischenräume derart ausgebildet sind, daß Wasser und Luft nach Durchlaufen der Zwischenräume aus dem Ende der Bestrahlungsdüse als Strahl austreten können.

11. Medizinisches Laserhandstück nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem Halbleiter-Lasergenerator (7) und der Laserlicht-Übertragungseinrichtung (8) ein Laserlicht-Aufnahmeabschnitt (39) mit einer sich nach vorne verjüngenden, totalreflektierenden Innenfläche angeordnet ist.

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein medizinisches Handstück, das mit einem Laserlicht erzeugenden Halbleiter-Lasergenerator ausgerüstet ist, um Laserlicht mit hoher Genauigkeit auf zu behandelnde Stellen auftreffen zu lassen. Bei der Behandlung kann es sich unter anderem um eine entzündungshemmende Behandlung, um eine Schmerzlinderung, um eine Beschleunigung eines Heilungsprozesses oder um das Aushärten von optisch polymerisierbaren Substanzen handeln.

Es sind Laserhandstücke bekannt, die einen relativ großen Lasergenerator, beispielsweise einen YAG-Lasergenerator oder einen CO₂-Lasergenerator erfordern. Daneben sind ferner medizinische Laserhandstücke mit einem kleinen Halbleiter-Lasergenerator der vorliegend vorgesehenen Art bekannt. Im Falle der zuerst genannten Handstücke wird das von dem Lasergenerator erzeugte Laserlicht dem Handstück über eine Laserlicht-Übertragungseinrichtung, eine Spiegelanordnung oder einen Manipulator zugeführt. Bei den letztgenannten Handstücken ist ein Halbleiter-Lasergenerator in den Handstückkörper oder -griff eingebaut (JP-OS 60-24 832).

Wenn ein Laserhandstück zur Behandlung von relativ kleinen und kompliziert geformten Zahn- und Periodontalbereichen im Mund benutzt wird, muß das Ende oder der Kopf des Handstückkörpers, während dieser gehalten wird, gedreht werden, so daß das Laserlicht genau auf die vorgesehenen Zahn- und Periodontalbereiche auffällt. Das bekannte medizinische Laserhandstück mit im Griff des Handstückes untergebrachtem Halbleiter-Lasergenerator ist so aufgebaut, daß Laserlicht auf relativ breite und flache Bereiche beispielsweise des menschlichen Körpers gerichtet werden kann. Obwohl das von dem Halbleiter-Lasergenerator abgegebene Laserlicht auf den zu behandelnden Bereich beispielsweise über einen Spiegel übermittelt wird, ist es für den Zahnarzt schwierig, auf den zu behandelnden Bereich zu blicken, weil die Laserlicht-Bestrahlungsöffnung sehr nahe an dem Griff liegt. Wenn ferner Laserlicht auf eine innenliegende Stelle, beispielsweise einen Backenzahn im Mund des Patienten, gerichtet werden soll, kommt der Griff in störenden Eingriff mit den Wänden der Mundhöhle. Eine wirkungsvolle Behandlung ist ausgeschlossen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein medizinisches Laserhandstück zu schaffen, das die vorstehend geschilderten Mängel ausräumt und insbesondere eine genau gezielte Behandlung auch schwierig zu erreichender Stellen zuläßt.

Diese Aufgabe wird mit den Maßnahmen des Patentanspruchs 1 gelöst. Dabei ist mit dem einen Halbleiter-Lasergenerator aufnehmenden Kopf des Laserhandstücks eine Bestrahlungsdüse lösbar verbunden. Über den endseitigen Durchlaß der Bestrahlungsdüse kann

das Laserlicht auf die zu behandelnde Stelle, beispielsweise im Rahmen einer Dentalbehandlung, mit hoher Genauigkeit aufgebracht werden.

Bevorzugte weitere Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung sind nachstehend anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen Längsschnitt durch ein medizinisches Laserhandstück gemäß einer ersten Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 2 eine Draufsicht auf die Rückseite des Laserhandstücks nach **Fig. 1**,

Fig. 3 einen Längsschnitt durch die wesentlichen Teile eines Laserhandstücks gemäß einer abgewandelten Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 4 einen Längsschnitt durch ein Laserhandstück gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 5 eine Draufsicht auf die Rückseite des Laserhandstücks gemäß **Fig. 4**,

Fig. 6 einen Teilschnitt eines Laserhandstücks gemäß einer weiter abgewandelten Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 7 in größerem Maßstab einen Schnitt durch den Bereich *A* der **Fig. 6**,

Fig. 8 eine auseinandergezogene perspektivische Darstellung des Bereichs *B* der **Fig. 7**,

Fig. 9 in größerem Maßstab einen Schnitt des Bereichs *C* der **Fig. 6**,

Fig. 10 eine auseinandergezogene perspektivische Darstellung des Bereichs *D* der **Fig. 7**, und

Fig. 11 einen Schnitt entlang der Linie *E-E* der **Fig. 9**.

Das in den **Fig. 1** und **2** veranschaulichte Handstück *H* weist einen Griffkörper 1, einen Griffkopf 2 und eine Bestrahlungsdüse 5 auf. Die Bestrahlungsdüse 5 ist mit dem Griffkopf 2 des langgestreckten Griffkörpers 1 lösbar verbunden. Die Bestrahlungsdüse ist gegenüber dem Griffkörper abgewinkelt, und ihre Achse schneidet die Achse des Griffkörpers 1. Am Ende der Bestrahlungsdüse 5 befindet sich ein nach innen gebogener Abschnitt 19, der es erlaubt, das Ende der Bestrahlungsdüse 5 auf eine zu behandelnde Stelle zu richten, die schwierig zu erreichen ist (beispielsweise die Innenseite eines Zahns). Wenn die betreffende Stelle unter Verwendung einer geraden Bestrahlungsdüse behandelt werden kann, ist es nicht notwendig, den gebogenen Abschnitt 19 vorzusehen.

Auf das untere Ende des Griffkörpers 1 ist eine Verbindungshülse *S* 1 aufgeschraubt. Die Verbindungshülse *S* 1 trägt einen von außen betätigbaren Stromversorgungsschalter *S*, und sie weist an ihrem unteren Ende ein Steckverbindungsmitglied 11 auf. Mit dem unteren Ende der Verbindungshülse *S* 1 ist ein Anschlußschlauch 3 verbunden, der ein (nicht dargestelltes) Steckverbindungsmitglied aufweist, das zu dem Steckverbindungsmitglied 11 paßt. Der Stromversorgungsschalter *S* ist mit einer Steuereinrichtung 21, zu der eine gedruckte Steuerleiterplatte 20 gehört, über eine Anschlußleitung 75 verbunden. Die Steuereinrichtung 21, ein Bestrahlungsschalter 10 und ein Halbleiter-Lasergenerator 7 stehen über Verbindungsleitungen 76 untereinander in Verbindung. Die Steuereinrichtung 21 ist der Einfachheit halber nur schematisch dargestellt. Wenn der Stromversorgungsschalter *S* eingeschaltet wird, wird dem Bestrahlungsschalter 10 über die Steuereinrichtung 21 elektrische Energie von einer nicht dargestellten Stromquelle aus zugeführt. Beim Einschalten des Bestrahlungsschalters 10 geht elektrische Energie an den Halbleiter-La-

sergenerator 7.

Der Bestrahlungsschalter 10 wird eingeschaltet, wenn der Kopf des Schalters durch Verschwenken eines Steuerhebels 9 niedergedrückt wird, der mit dem Griffkörper 1 über einen Zapfen 101 gelenkig verbunden ist und der über dem Schalter 10 sitzt. Der Bestrahlungsschalter 10 schaltet ab, wenn er durch Rückstellen des Steuerhebels 9 freigegeben wird.

Der Steuerhebel 9 ist beispielsweise mit einem Handstückgehäuse 4 gelenkig verbunden und ragt über dieses Gehäuse in der in **Fig. 1** veranschaulichten Weise vor. Dem Steuerhebel 9 kann eine Verriegelungseinrichtung 28 (vergleiche auch **Fig. 5**) zugeordnet sein, um den Steuerhebel, falls erforderlich, verriegeln zu können.

Zu der Verriegelungseinrichtung 28 gehört ein unter dem Steuerhebel 9 sitzender Schieber 103 mit einem Schlitz 102, durch den der Zapfen 101 hindurchgreift. Wenn sich der Zapfen 101 entsprechend **Fig. 1** am unteren Ende des Schlitzes 102 befindet, ist eine am Schieber 103 vorgesehene Verriegelungsklaue 104 außer Eingriff mit dem Steuerhebel 9. Wird der Schieber 103 durch Handbetätigung nach unten bewegt, bis der Zapfen 101 das obere Ende des Schlitzes 102 erreicht, kommt die Verriegelungsklaue 104 mit dem unteren Innenabschnitt des Steuerhebels 9 in Kontakt, wodurch ein Verschwenken des Steuerhebels 9 verhindert wird. Auf diese Weise verhindert die Verriegelungseinrichtung 28 ein Einschalten des Bestrahlungsschalters 10.

Der in dem Griffkopf 2 untergebrachte Halbleiter-Lasergenerator 7, bei dem es sich beispielsweise um einen AlGaInP- oder AlGaAs-Laser handeln kann, ist mit der Achse der mit dem Griffkopf 2 verbundenen Bestrahlungsdüse 5 in der in **Fig. 1** veranschaulichten Weise ausgerichtet. In der Bestrahlungsdüse 5 sitzt eine Laserlicht-Übertragungseinrichtung 8, beispielsweise in Form einer optischen Faser, um von dem Halbleiter-Lasergenerator 7 erzeugtes Laserlicht zu übermitteln. Innerhalb eines endseitigen Durchlasses 18 der Düse ist eine Kondensorlinse 6a angeordnet, um das übermittelte Laserlicht zu kondensieren. Innerhalb des Griffkopfes 2 steht eine Sammellinse 6, welche das von dem Halbleiter-Lasergenerator 7 erzeugte Laserlicht zu einem Laserstrahl bündelt, mit dem Basisende der in der Bestrahlungsdüse 5 untergebrachten Laserlicht-Übertragungseinrichtung 8 in Kontakt. Ein Zwischenraum ist zwischen der Sammellinse 6 und dem Halbleiter-Lasergenerator 7 vorgesehen.

Eine Anzeigeeinrichtung 12 befindet sich an der Oberseite des Griffkopfes 2 (**Fig. 1** und **2**). Wenn der Stromversorgungsschalter *S* eingeschaltet wird, leuchtet eine Lampe *R* in einem Abschnitt 12a der Anzeigeeinrichtung 12 auf, um erkennen zu lassen, daß das Handstück für eine Bestrahlung bereit ist. Wird der Bestrahlungsschalter 10 eingeschaltet, leuchtet eine Lampe *EXP* im Abschnitt 12a auf; sie zeigt an, daß eine Bestrahlung durchgeführt wird. Die Lampen eines Abschnitts 12b der Anzeigeeinrichtung 12 werden benutzt, um die Bestrahlungsdauer anzuzeigen. Die Lampe, welche der mittels eines Steuerart-Wählschalters 13 ausgewählten Bestrahlungsdauer entspricht, leuchtet zur Anzeige der gewählten Betriebsart auf. Wenn die in einem Zeitgeber voreingestellte Bestrahlungsdauer abgelaufen ist, wird die betreffende Lampe selbsttätig abgeschaltet. An einer geeigneten Stelle der Laserlichtstrecke im Griffkopf 2 sitzt ein Laserdetektor 7a. Das von diesem Detektor 7a erfaßte Laserbestrahlungssignal wird einem Summer 67 zugeführt. Der Summer 67 er-

zeugt ein beispielsweise aus zwei Tönen bestehendes Schallsignal, das den Bedienenden erkennen läßt, daß eine Laserbestrahlung erfolgt. Wenn der Stromversorgungsschalter *S* eingeschaltet wird, erzeugt der Summer 67 ein anderes Schallsignal, das dem Bedienenden den Bereitschaftszustand anzeigt.

Während bei der Ausführungsform nach den Fig. 1 und 2 der in dem Griffkopf 2 untergebrachte Halbleiter-Lasergenerator 7 auf der Achse der mit dem Griffkopf 2 verbundenen Bestrahlungsdüse 5 liegt, läßt sich der Halbleiter-Lasergenerator 7 auch in der in Fig. 3 veranschaulichten Weise anordnen. Bei dieser Ausführungsform sitzt der Halbleiter-Lasergenerator 7 in dem Griffkörper 1 an einer Stelle, wo die Achse des Halbleiter-Lasergenerators 7 die Achse der Bestrahlungsdüse 5 schneidet. Es ist ferner ein Licht reflektierendes optisches Bauteil 6*b* vorgesehen, das dem Halbleiter-Lasergenerator 7 derart zugewendet ist, daß es das von dem Lasergenerator 7 erzeugte Laserlicht auf das Eintritts-ende der Laserlicht-Übertragungseinrichtung 8 umlenkt. Das Laserlicht durchläuft die Übertragungseinrichtung 8 in der Bestrahlungsdüse 5 und tritt über die Kondensorlinse 6*a* aus, die innerhalb des endseitigen Durchlasses 18 der Düse sitzt.

Eine Beleuchtungsvorrichtung 23, beispielsweise in Form einer Halogenlampe oder einer Glühlampe, sitzt auf der Achse der mit dem Griffkopf 2 verbundenen Bestrahlungsdüse 5. Das optische Bauteil 6*b* läßt das von der Beleuchtungsvorrichtung 23 abgegebene Licht durch, so daß es zu der Übertragungseinrichtung 8 in der Bestrahlungsdüse 5 gelangt. Mit Hilfe des von der Beleuchtungsvorrichtung 23 abgegebenen Lichts kann daher die Behandlungsstelle genau angepeilt und während der Behandlung beobachtet werden.

Es versteht sich, daß die Beleuchtungsvorrichtung 23 auch unabhängig von der Laserbestrahlung benutzt werden kann. Statt, wie dargestellt, die Beleuchtungsvorrichtung 23 mit der Achse der Düse 5 auszurichten, lassen sich der Halbleiter-Lasergenerator 7 und die Beleuchtungsvorrichtung 23 auch an anderer Stelle innerhalb des Griffkörpers 1 unterbringen, wobei zur Lichtübermittlung in bekannter Weise Prismen oder andere optische Bauteile herangezogen werden können.

Die Bestrahlungsdüse 5 ist mit dem Griffkopf 2 über O-Ringe 16 drehbar und lösbar verbunden. Dabei ist eine Überwurfmutter 15, in welche die Bestrahlungsdüse 5 eingesetzt ist, auf einen Verbindungsabschnitt 14 des Griffkopfes 2 aufgeschraubt. Die Bestrahlungsdüse 5 wird von den O-Ringen 16 drehbar und lösbar abgestützt. Außerdem verhindern die O-Ringe 16 einen unbeabsichtigten Austritt von Laserlicht. Die Bestrahlungsdüse 5 kann abgenommen und gegen eine andere Düse ausgetauscht werden, um beispielsweise die Düse an die zu behandelnde Stelle und/oder deren Lage am Patienten anzupassen. Außerdem kann der endseitige Durchlaß 18 der Düse 5 durch Drehen der Düse 5 auf die Behandlungsstelle ausgerichtet werden, während die Düse 5 mit dem Griffkopf 2 verbunden bleibt.

Die Fig. 4 und 5 zeigen eine abgewandelte Ausführungsform des Handstücks *H*, bei welcher Zuleitungen 24, 25, 26 und 27 im Griffkörper 1 und in der Bestrahlungsdüse 5 vorgesehen sind, um Arbeitsmedien, beispielsweise Luft *A* und Wasser *W*, von dem am unteren Ende der Verbindungshülse *S* 1 angeschlossenen Schlauch 3 aus dem Griffkörper 1 und der Bestrahlungsdüse 5 zuzuführen. In diesem Fall kann der mit dem Griffkörper 1 gelenkig verbundene Hebel 9 in einen Luftsteuerhebel 9*a* und einen Wassersteuerhebel 9*b*

aufgeteilt werden, wie dies in Fig. 5 dargestellt ist. Auf diese Weise können die Arbeitsmedien *A* und *W* von dem mit dem unteren Ende des Griffkörpers verbundenen Schlauch 3 aus dem endseitigen Düsendurchlaß 18 zugeführt oder abgesperrt werden, indem der entsprechende Steuerhebel verschwenkt wird.

Wie aus Fig. 4 hervorgeht, sind in die Verbindungshülse *S* 1 eine Luftzuleitung 240 und eine hinter dieser Luftzuleitung liegende Wasserzuleitung (nicht veranschaulicht) eingesetzt. Diese Zuleitungen sind an die Luftzuleitung 24 und die Wasserzuleitung 25 in dem Griffkörper 1 über eine Ventilanordnung 68 angeschlossen, die über den Steuerhebel 9 betätigbar ist. Die Zuleitungen der Verbindungshülse stehen ferner mit der Luftzuleitung 26 und der Wasserzuleitung 27 in Verbindung, die beide in die Bestrahlungsdüse 5 eingebaut sind und die sich in Richtung der Achse dieser Düse erstrecken. Die Wasserzuleitung 27 reicht als einzelnes Rohr in der Bestrahlungsdüse 5 bis zu dem endseitigen Durchlaß 18. Die Luftzuleitung 26 erstreckt sich über fast die gesamte Länge der Düse 5, und sie verzweigt sich konzentrisch zu der Außenwand der Zuleitung 27. Luft und Wasser, die über die Zuleitungen 26 und 27 zugeführt werden, werden am Ende der Düse 5 unter Bildung eines Nebels teilweise miteinander kombiniert. Der so erzeugte Nebel kann von dem endseitigen Durchlaß 18 abgegeben werden. Die im einzelnen vorgesehenen Mittel zur Erzeugung des Nebels sind nicht dargestellt.

Die Ventilanordnung 68 wird durch Verschwenken des Steuerhebels 9 geöffnet oder geschlossen. Eine Ventilkugel 682 verschließt unter dem Einfluß einer Feder 681 eine Ventilöffnung 683. Wenn der Steuerhebel 9 niedergedrückt wird, wird eine Ventilstange 684 nach unten geschoben. Dadurch wird die Ventilkugel 682 abgesenkt; das Ventil öffnet. Infolgedessen gelangt Luft über einen Verbindungskanal 243 zu der Luftzuleitung 24. Die Wasserzufuhr kann in gleicher Weise wie die Luftzufuhr gesteuert werden. Abweichend von den Ausführungsformen nach den Fig. 1, 2 und 3 sitzt in diesem Fall der Bestrahlungsschalter 10 an der Innenseite des Griffkörpers 1. Der Laserdetektor 7*a* befindet sich an einer von den Zuleitungen 24 und 25 abliegenden Stelle. Wenn dem Griffkörper 1 durch Betätigen des Stromversorgungsschalters *S* des Laserhandstücks *H* elektrische Energie von einer (nicht dargestellten) Stromquelle aus zugeführt wird, gibt der Summer ein Schallsignal ab, das anzeigt, daß sich das Handstück *H* im Bereitschaftszustand befindet. Wenn der im Griffkopf 2 angeordnete Zeitgeber-Wählschalter 13 auf eine dem jeweiligen Behandlungszweck entsprechende Betriebsart eingestellt wird, wird die gewählte Betriebsart durch die Zeitgeber-Anzeigelampe 12*b* der Anzeigeeinrichtung 12 angezeigt.

Die Bestrahlungsdüse 5 kann gegenüber dem Griffkopf 2 gedreht werden, um den endseitigen Durchlaß 18 mit der zu behandelnden Stelle auszurichten. Wird dann der Bestrahlungsschalter 10 gedrückt, ändert sich das vom Summer abgegebene Schallsignal, beispielsweise von einem Dauerton zu einem intermittierenden Ton, um anzuzeigen, daß der Halbleiter-Lasergenerator 7 aktiviert ist und Laserlicht abgegeben wird. Die Pilotlampe 12*a* der Anzeigeeinrichtung 12 wird durch ein Erfassungssignal des Laserdetektors 7*a* eingeschaltet.

Das von dem Halbleiter-Lasergenerator 7 erzeugte Laserlicht wird mittels der Sammellinse 6 zu einem engen Strahl gebündelt. Dieser Strahl wird über die in der Bestrahlungsdüse 5 untergebrachte Laserlicht-Übertragungseinrichtung 8 weitergeleitet und dann mittels der

Kondensorlinse 6a weiter gebündelt, bevor er auf die zu behandelnde Stelle trifft. Weil das von dem Lasergenerator 7 kommende Laserlicht über die mit dem Griffkopf 2 verbundene und gegenüber dem Griffkörper abgewinkelte Bestrahlungsdüse 5 abgestrahlt wird, kann der Bedienende das Laserlicht auf die jeweils zu behandelnde Stelle richten, während er den Griffkörper 1 faßt, ohne dabei eine unnatürliche Haltung einnehmen zu müssen. Die Behandlung läßt sich infolgedessen auch über längere Zeiträume hinweg ermüdungsfrei durchführen. Das Feld 12c der Anzeigeeinrichtung 12 ist dem Bedienenden während der Behandlung zugewendet, so daß der Bedienende die Anzeige überprüfen kann, ohne die Haltung für die Behandlung ändern zu müssen. Außerdem wird der Bedienende durch den von dem Laserdetektor 7a gesteuerten Summer davon unterrichtet, ob Laserlicht abgegeben wird oder nicht. Die Behandlung kann daher aufgrund der optischen und akustischen Anzeigesignale besonders sicher durchgeführt werden.

Bei der Ausführungsform nach den Fig. 1, 2 und 3 wird der Bestrahlungsschalter 10 automatisch ausgeschaltet, wenn der Bedienende den Steuerhebel 9 freigibt. Im Falle der Ausführungsform nach den Fig. 4 und 5 wird die Laserbestrahlung unterbrochen und das Handstück in den Bereitschaftsbetrieb zurückgebracht, indem der Bestrahlungsschalter 10 ausgeschaltet wird.

Wenn entsprechend Fig. 3 eine Laserlicht-Übertragungseinrichtung, beispielsweise in Form einer optischen Faser, im Griffkopf 2 entlang der Achse der Bestrahlungsdüse 5 vorgesehen wird und wenn die Beleuchtungsvorrichtung, beispielsweise in Form einer Halogenlampe, an einer Stelle sitzt, an der sich bei der Ausführungsform nach Fig. 1 der Lasergenerator 7 befindet, kann das unsichtbare Laserlicht mit Hilfe des von der Beleuchtungsvorrichtung 23 abgegebenen Lichts verfolgt und gerichtet werden, was die Behandlung besonders sicher und wirkungsvoll macht. Wird die Beleuchtungsvorrichtung 23 unabhängig von einer Laserbestrahlung genutzt, kann beispielsweise der für eine Behandlung vorgesehene Bereich optisch überprüft werden.

Das in den Fig. 4 und 5 veranschaulichte Handstück H, bei dem die Zuleitungen 24, 25, 26 und 27 für Luft A und Wasser W in dem Griffkörper 1 und der Bestrahlungsdüse 5 untergebracht sind, ermöglicht vier unterschiedliche Betriebsarten, nämlich: Laserbestrahlung mittels des Halbleiter-Lasergenerators 7, Aufblasen eines Luftstrahls A, Aufblasen eines Wasserstrahls W und Erzeugung eines Sprühnebels durch Mischen von Luft und Wasser. Das Handstück H ist infolgedessen als medizinisches Handstück vielseitig einsetzbar.

Bei den vorstehend erläuterten medizinischen Laserhandstücken sitzt der Halbleiter-Lasergenerator im Griffkopf, und die Bestrahlungsdüse ist mit dem Griffkopf unter Bildung eines Winkels verbunden, so daß Laserlicht über die Übertragungseinrichtung innerhalb der Bestrahlungsdüse zu jeder beliebigen Behandlungsstelle geleitet werden kann. Der Bedienende kann daher die Behandlungsstelle beobachten und Laserlicht genau auf die Behandlungsstelle auftreffen lassen, ohne daß während der Behandlung der Griffkörper zu nahe an die Behandlungsstelle, beispielsweise innerhalb des Mundes des Patienten, herangebracht zu werden braucht. Die Ausrichtung und Lage des endseitigen Durchlasses der Bestrahlungsdüse läßt sich bedarfsweise ändern, indem die Bestrahlungsdüse gegenüber dem Griffkopf gedreht wird. Die Bestrahlungsdüse kann ferner abgenommen und leicht gegen eine neue und/oder andere Bestra-

lungsdüse ausgetauscht werden. Wenn die Bestrahlungsdüse nicht verwendet wird, kann man Laserlicht auf einen relativ weiten Bereich, beispielsweise die Frontzähne, auffallen lassen. Das Handstück erlaubt es, Zahn- und Periodontalbereiche im Mund, die normalerweise schwierig zu behandeln sind, weil sie relativ klein sind und komplizierte Form haben, problemlos und einfach zu behandeln. Der Wirkungsgrad der Behandlung läßt sich dadurch erheblich steigern.

Bei dem Handstück H gemäß Fig. 6 werden dem Griffkörper 1 und der Bestrahlungsdüse 5 Luft und Wasser in ähnlicher Weise zugeführt wie bei dem Ausführungsbeispiel nach den Fig. 4 und 5. Auch in diesem Fall kann ein Nebel aus Luft und Wasser gebildet werden. Der Bestrahlungsschalter 10, der Steuerhebel 9 und weitere im Griffkörper 1 untergebrachte Bauteile sind in Fig. 6 der Einfachheit halber nicht dargestellt. Abweichungen von den zuvor erläuterten Ausführungsformen sind nachstehend unter Bezugnahme auf die Fig. 6 bis 11 beschrieben.

Die Luftzuleitung 24 und die Wasserzuleitung 25 reichen vom Griffkopf 2 zu der Bestrahlungsdüse 5. In dem Griffkörper 1 ist die gedruckte Steuerleiterplatte 20 zum Steuern des Halbleiter-Lasergenerators 7 untergebracht. Die Steuerleiterplatte 20 steht mit dem im Griffkopf 2 sitzenden Lasergenerator 7 in elektrischer Verbindung.

Ein rohrförmiges Innengehäuse 31 ist im Verbindungsbereich von Griffkopf 2 und Bestrahlungsdüse 5 koaxial zu letzterer eingebaut (Fig. 7). An dem Basisendabschnitt des Innengehäuses 31 ist der Halbleiter-Lasergenerator 7 über eine Scheibe 32 mittels eines mit Gewinde versehenen Halteteils 29 befestigt, das an seiner hinteren Endfläche Kühlrippen 30 trägt. In das Innengehäuse 31 sind die Luftzuleitung 24 und die Wasserzuleitung 25 eingebaut. Außerdem zweigt von der Luftzuleitung 24 ein Luftdurchlaß 34 kleinen Durchmessers ab, um den Halbleiter-Lasergenerator 7 zu kühlen. Im Lasergenerator-Einbaubereich des Innengehäuses 31 sind Schlitze 35 ausgebildet (Fig. 8). Mehrere Nuten 36 befinden sich in der mit dem Halbleiter-Lasergenerator 7 in Kontakt stehenden Seite der Scheibe 32. Die über den Luftdurchlaß 34 zugeführte Kühlluft tritt durch die Schlitze 35 und die Nuten 36 um die Rückseite des Lasergenerators 7 herum ein. Ein dem Kühlen des Lasergenerators 7 dienender Zwischenraum 37 wird von den Schlitzen 35 und den Nuten 36 gebildet. Die Scheibe 32 weist kleine durchgehende Öffnungen 38 zur Aufnahme der elektrischen Zuleitungen des Halbleiter-Lasergenerators 7 auf.

Am Basisendbereich des Innengehäuses 31 befindet sich ein Laserlicht-Aufnahmeabschnitt 39, dessen Durchmesser nach vorne allmählich abnimmt. Die sich verjüngende Oberfläche dieses Abschnittes ist mit Gold beschichtet oder mit einem Spiegelfinish versehen, um für eine Totalreflektion zu sorgen, so daß das von dem Halbleiter-Lasergenerator 7 kommende Laserlicht verlustfrei übermittelt werden kann. Benachbart dem Laserlicht-Aufnahmeabschnitt 39 sind optische Linsen 40 eingebaut. Diese Linsen werden von Halteteilen 41 und 42 gehalten.

Die Bestrahlungsdüse 5 besteht im wesentlichen aus einem Außenmantel 43, der in den Außenmantel eingesetzt, sich entlang dessen Achse erstreckenden Laserlicht-Übertragungseinrichtung 8, beispielsweise in Form einer Glasfaser, und einem flexiblen Schutzrohr 81 zum Schutz der Übertragungseinrichtung 8 (Fig. 9). Ein rohrförmiges Basisteil 80 ist in das Innengehäuse 31 des

Kopfs 2 über eine Steuerhülse 44 lösbar eingesetzt. Wie aus den Fig. 7 und 10 hervorgeht, befinden sich am Basisteil 80 ein Kupplungsstück 45 für das Schutzrohr 81, Halteteile 65 und 66 zur Verbindung des Kupplungsstücks mit der Glasfaser 8 und ein Spannglied 46 zur Verbindung des Kupplungsstücks 45 mit dem Außenmantel 43. Das Halteteil 65 dient gleichzeitig dem Übermitteln von Laserlicht, das von den Linsen 40 kommt, zu der Glasfaser 8. Der Laserlicht aufnehmende Abschnitt des Halteteils 65 ist mit Gold beschichtet oder mit einem Spiegelfinish versehen, und er verjüngt sich nach vorne. Über die Wasserzuleitung 25 zugeführtes Wasser tritt durch eine Umfangsnut 47 im Verbindungsbereich zwischen dem Griffkopf 2 und der Bestrahlungsdüse 5 sowie durch Durchgangsöffnungen 49 und 50 in dem Spannglied 46 und dem Kupplungsstück 45 hindurch. Das Wasser gelangt in einen Zwischenraum 56 zwischen der Glasfaser 8 und dem Schutzrohr 81, und es verläßt strahlförmig das Ende der Düse, während es die Außenfläche der Glasfaser 8 kühlt. Die über die Luftzuleitung 24 zugeleitete Luft durchströmt eine Umfangsnut 53 und eine Durchgangsöffnung 54 in dem Spannglied 46. Die Luft gelangt in einen Zwischenraum 55 zwischen dem Schutzrohr 81 und dem Außenmantel 43, und sie verläßt in Form eines Strahls das Ende der Düse 5, während sie die Außenfläche des Schutzrohrs 81 kühlt.

Die Glasfaser 8 und das Schutzrohr 81 sind in dem Außenmantel 43 koaxial zueinander abgestützt, wobei die Zwischenräume 56 und 55 gebildet werden. Am Ende der Glasfaser 8 ist ein Kupplungsstück 58 mit mehreren nach innen ragenden Vorsprüngen 57 aufgesetzt und mit dem Schutzrohr 81 verbunden (Fig. 9 und 11). Die Vorsprünge 57 legen sich gegen die Umfangsfläche der Glasfaser 8 an, um den Zwischenraum 56 zwischen der Glasfaser 8 und dem Schutzrohr 81 auszubilden. Kühlwasser tritt über die Zwischenräume zwischen den Vorsprüngen 57 aus. Um das Kupplungsstück 58 herum ist eine Endkappe 60 auf den Außenmantel 53 unter Zwischenfügen eines O-Rings 59 aufgeschraubt. Zwischen der Endkappe 60 und dem Kupplungsstück 58 ist ein Abstandshalter 61 eingesetzt, der für einen Luftauslaßkanal sorgt. Vorsprünge 62 sind in geeigneten Abständen an der Innenumfangsfläche des Endabschnitts des Abstandshalters 61 vorgesehen. Diese Vorsprünge 62 legen sich gegen die Außenumfangsfläche des Endabschnitts des Kupplungsstücks 58 an. Ein gefräster Abschnitt 63 ist um die Außenumfangsfläche des Kupplungsstücks 58 herum ausgebildet, und zwischen dem Abschnitt 63 und den Vorsprüngen 62 des Abstandshalters 61 liegende Zwischenräume 621 führen zu dem Zwischenraum 55. Luft und Wasser, die über die Luftzuleitung 24 und die Wasserzuleitung 25 zugeführt werden, kühlen den Halbleiter-Lasergenerator 7, die Glasfaser 8 und das Schutzrohr 81; sie verlassen in Strahlform das Ende der Bestrahlungsdüse 5, um die zu behandelnde Stelle zu kühlen oder andere für die Behandlung notwendige Funktionen zu erfüllen. Steuerventile für die Arbeitsmedien (Luft und Wasser) befinden sich am Griffkörper 1 oder an anderer von der Düse 5 abliegender Stelle, so daß der Bedienende die Ventile steuern kann, um ähnlich wie bei einer konventionellen Dreiwege-Dentalspritze Luft, Wasser oder einen Nebel aus Luft und Wasser vom Ende der Düse 5 aus abzugeben. O-Ringe 64 sorgen für luft- und wasserdichte Verbindungen. Die Form des Zwischenraums 37 ist nicht auf die in den Figuren dargestellte Ausführungsform beschränkt. Die Erfindung ist auch bei Handstücken von anderer Form anwendbar.

Bei dem vorstehend erläuterten Laserhandstück wird die Umfangsfläche des Halbleiter-Lasergenerators luftgekühlt, und das Lasergenerator-Halteteil ist mit Kühlrippen versehen. Dadurch wird verhindert, daß sich der Halbleiter-Lasergenerator übermäßig aufheizt. Ausgangsverluste des Generators werden herabgesetzt, obwohl der Generator in einen so begrenzten Raum wie das Innere eines Dentalhandstücks eingebaut ist. Die Ausgangsleistung des Halbleiter-Lasergenerators kann entsprechend erhöht werden.

Die Behandlung mit Laserlicht kann, wie erläutert, durch die Zufuhr von Wasser, Luft oder einem Nebel aus Luft und Wasser ergänzt werden. Durch Aktivieren der Zufuhr von Arbeitsmedium während der Laserlichtbehandlung kann die behandelte Stelle gekühlt werden. Die Stimulationswirkung des Laserlichts läßt sich steigern. Die behandelte Stelle und der umliegende Bereich werden gereinigt. Wenn ein Sprühnebel abgegeben wird, umschließt der Luftstrahl den Wasserstrahl, um für eine gleichförmige Nebelbildung zu sorgen. Die Kühl- und Reinigungsfunktionen des Handstückes werden weiter gesteigert. Außerdem ist die Laser-Übertragungseinrichtung von Wasser umgeben, wodurch sie gekühlt wird und Energieverluste während der Laserlichtübermittlung verringert werden. Das Handstück kann daneben auch als konventionelle Dreiwegespritze eingesetzt werden, wenn nicht mit Laserlicht gearbeitet wird.

Wie gleichfalls oben erläutert ist, kann der lichtaufnehmende Teil zwischen dem Halbleiter-Lasergenerator und der Laserlicht-Übertragungseinrichtung mit einer totalreflektierenden verjüngten Oberfläche ausgestattet sein. Das von dem Halbleiter-Lasergenerator erzeugte Laserlicht wird dabei durch die sich verjüngende Oberfläche totalreflektiert und in Vorwärtsrichtung konvergiert. Nahezu 100% des Laserlichts können in die Laserstrahl-Übertragungseinrichtung eintreten. Dadurch werden Laserlichtverluste vermindert. Es wird für eine besonders wirkungsvolle Behandlung unter voller Ausnutzung der Ausgangsleistung des Lasergenerators gesorgt. Es kommt nicht zu Wärmeerzeugung durch ausleckendes Laserlicht. Um das Handstück herum verwendete Instrumente werden durch Wärmeerzeugung aufgrund von ausleckendem Laserlicht nicht nachteilig beeinflusst.

Vorzugsweise sind die oben erläuterten weiteren Ausgestaltungen in Kombination vorgesehen. Sie können aber auch unabhängig voneinander angewendet werden.

3719561

FIG. 1

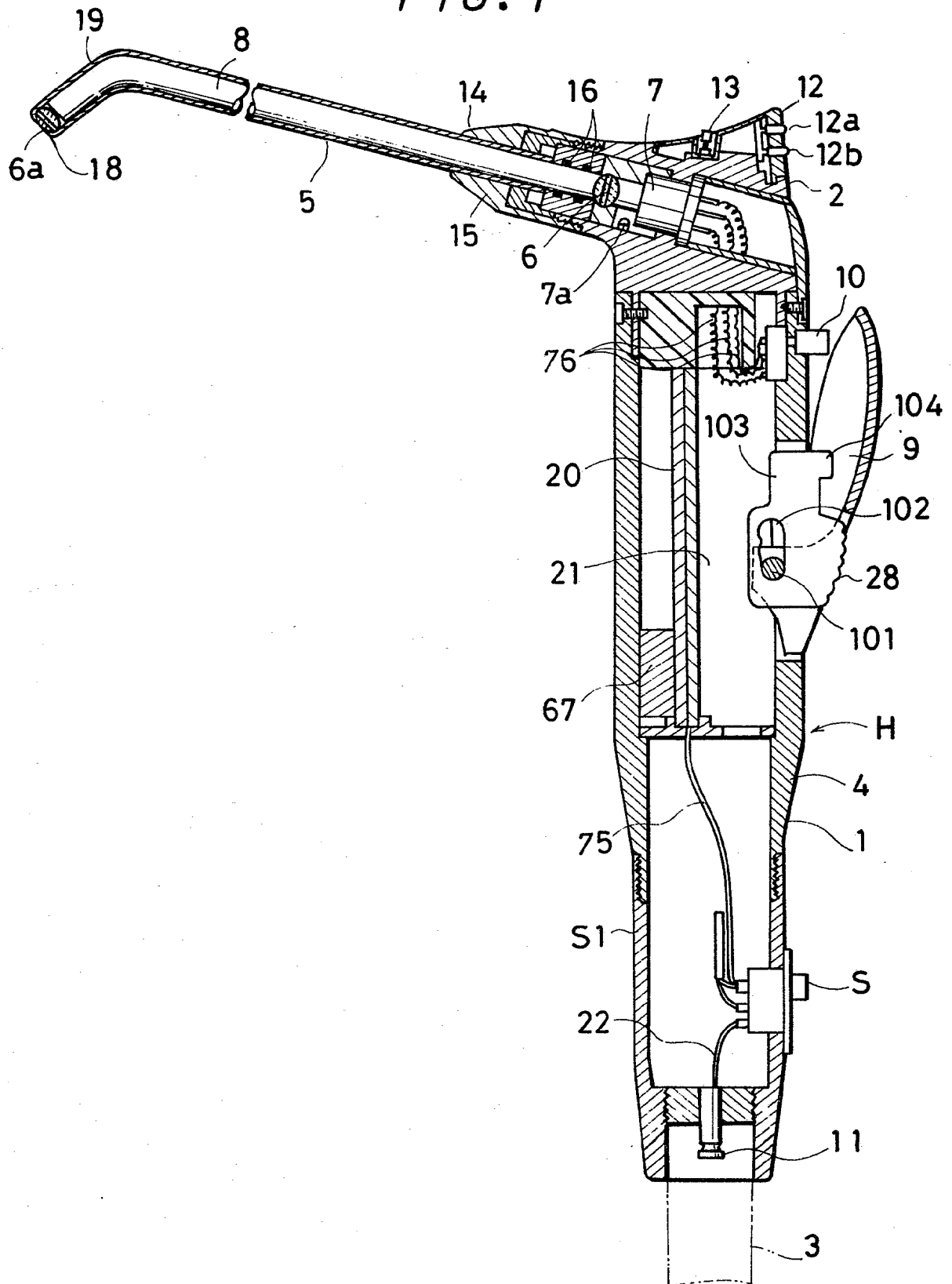
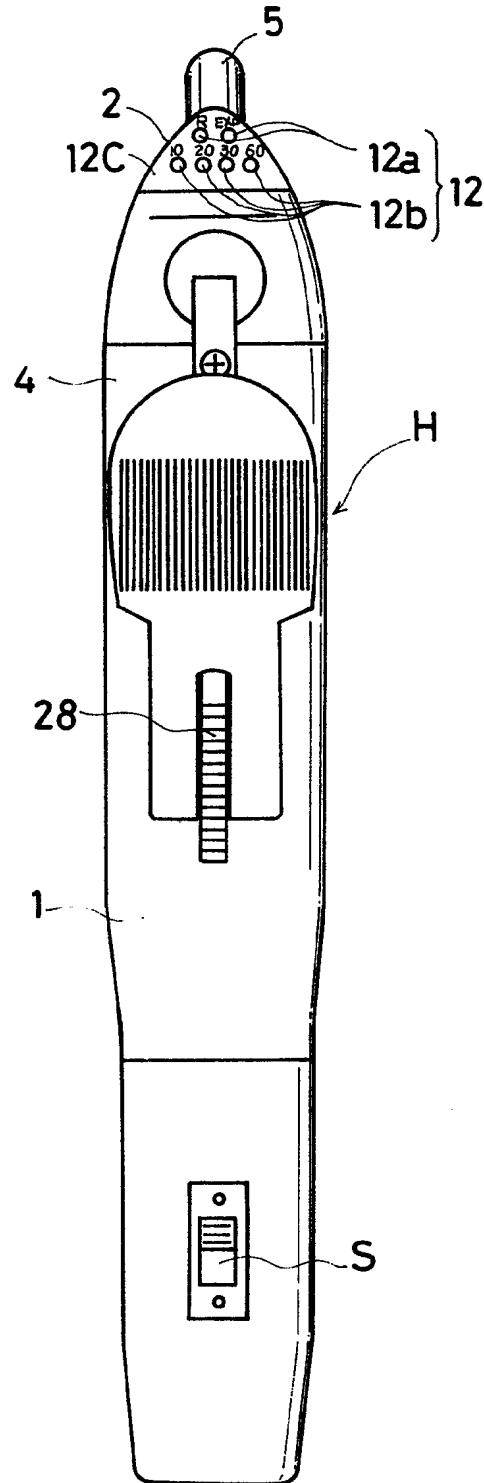


FIG. 2

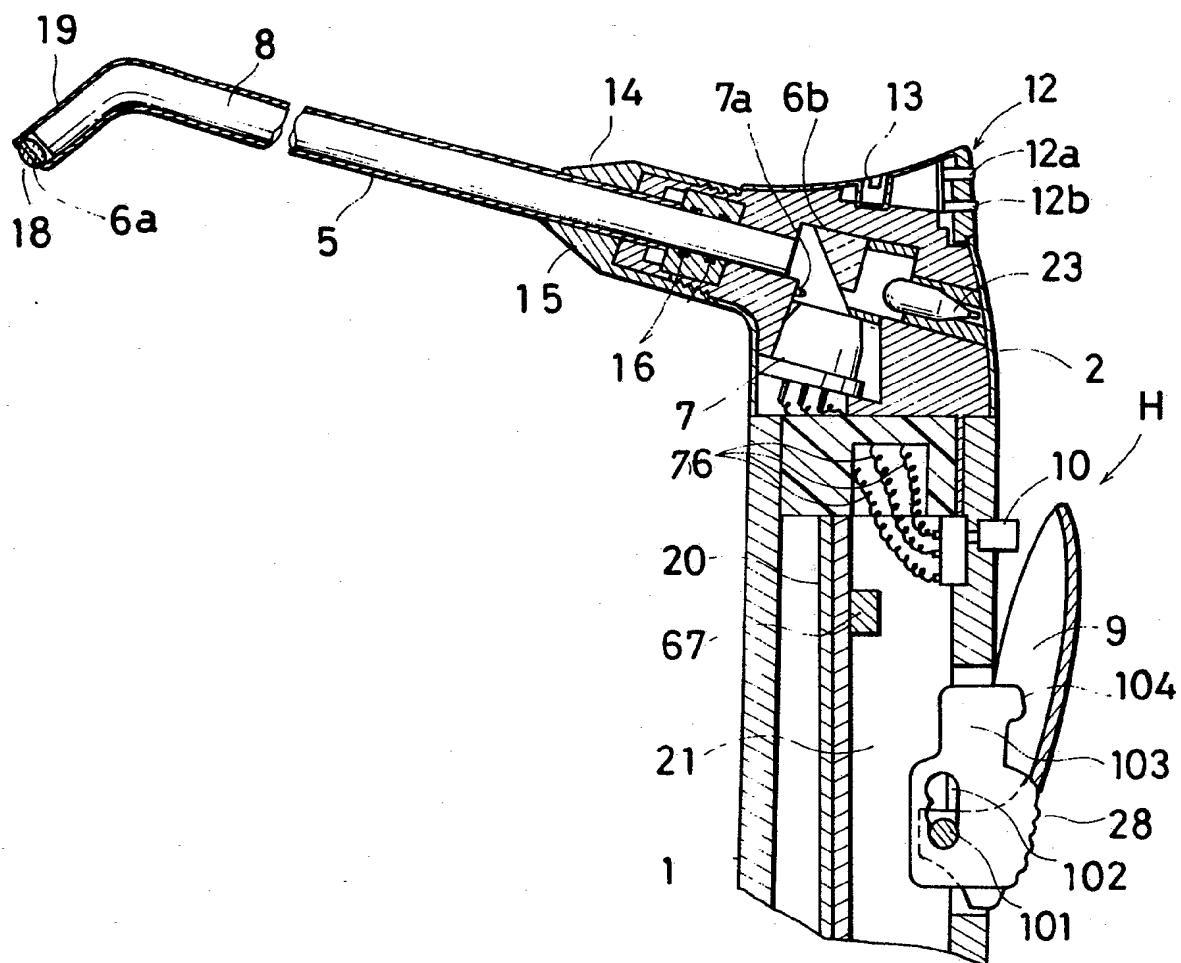
3719561



1106-87

3719561

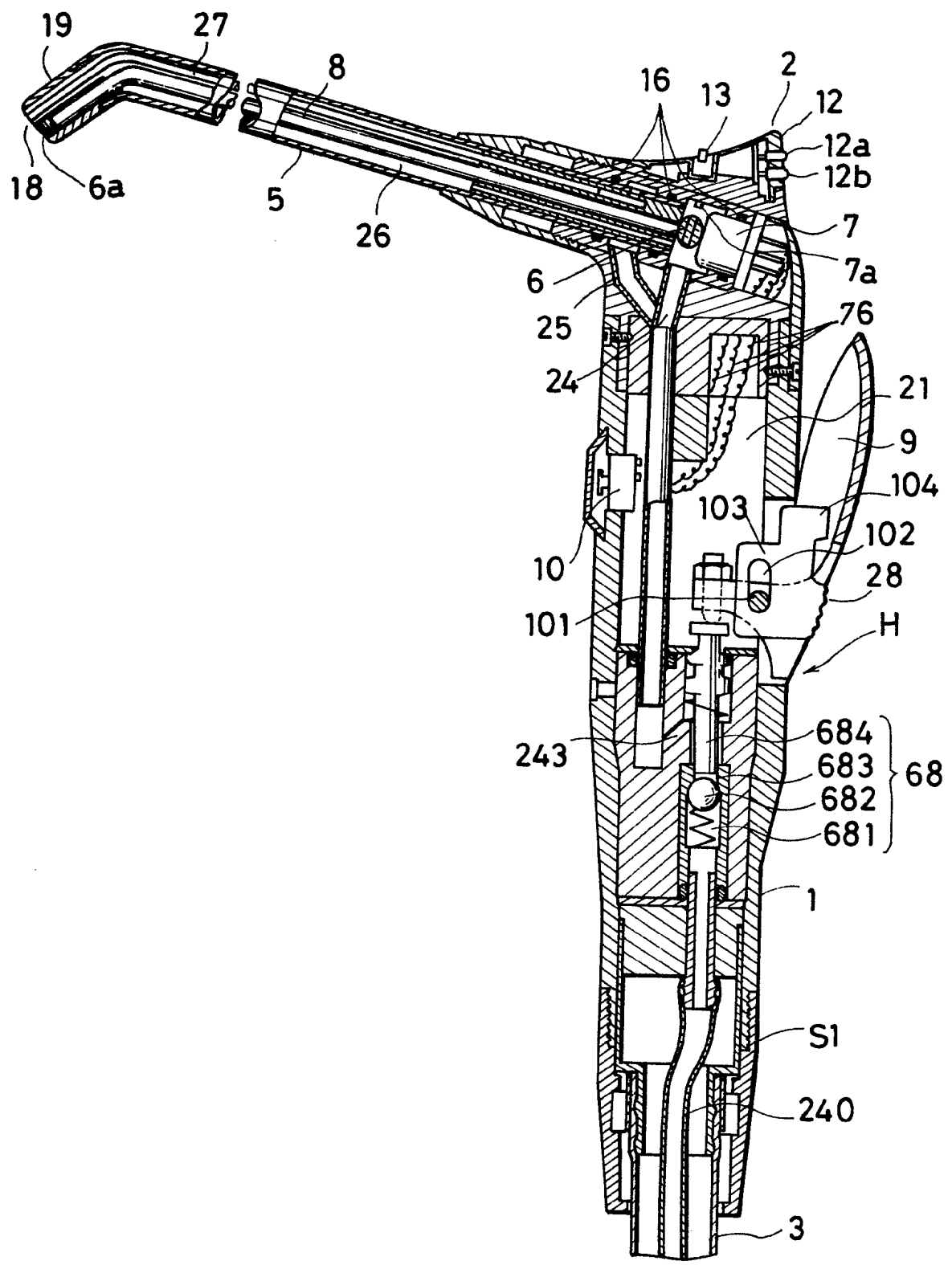
FIG. 3



11-05-87

3719561

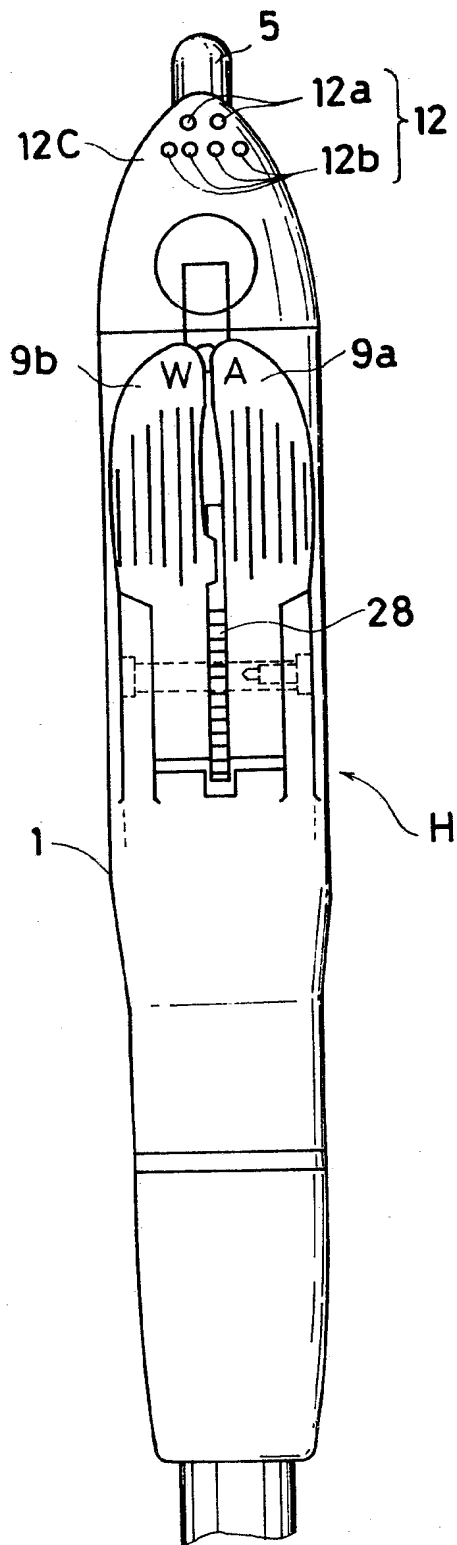
FIG. 4



1106-87

3719561

FIG. 5



11-05-87

3719561

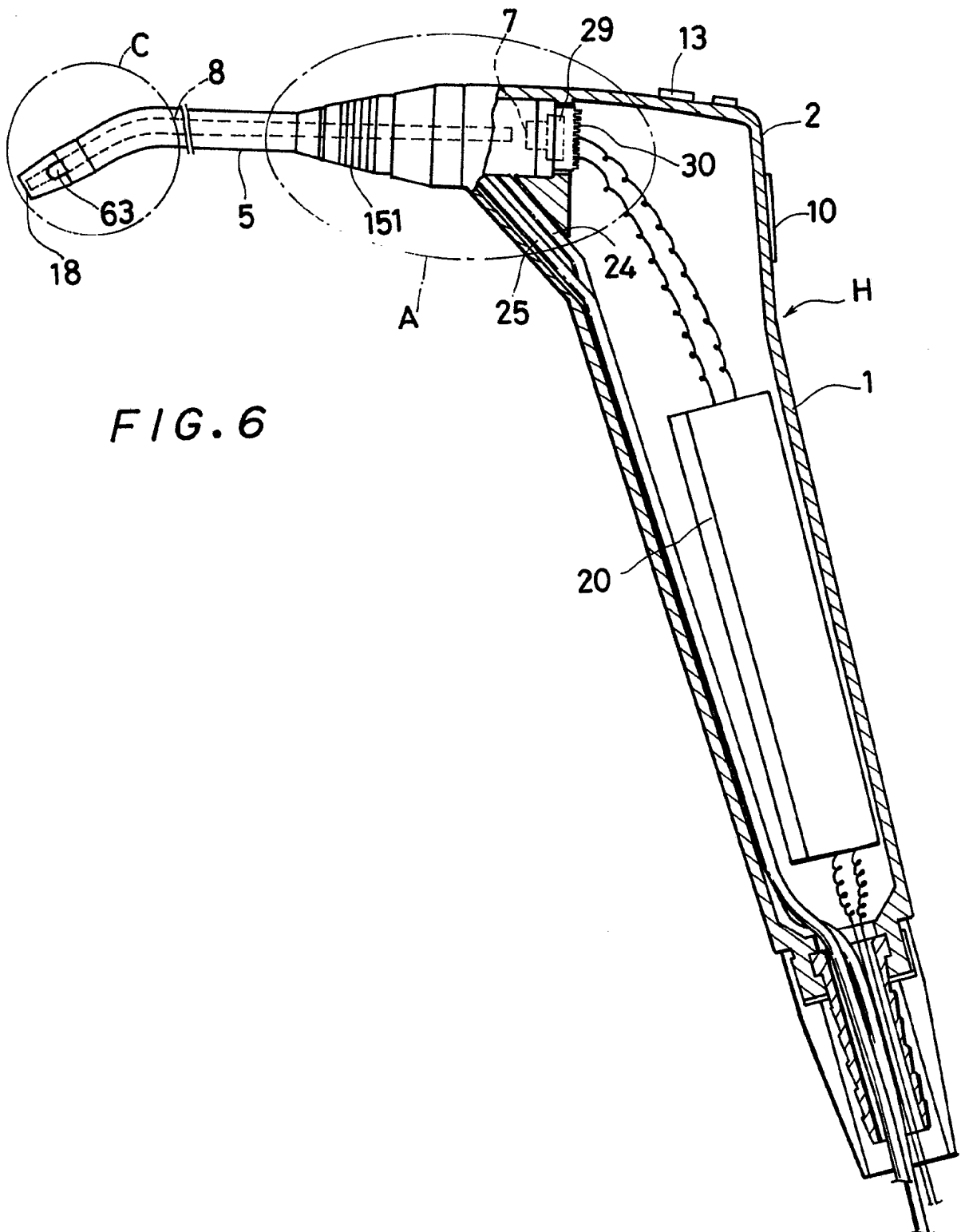
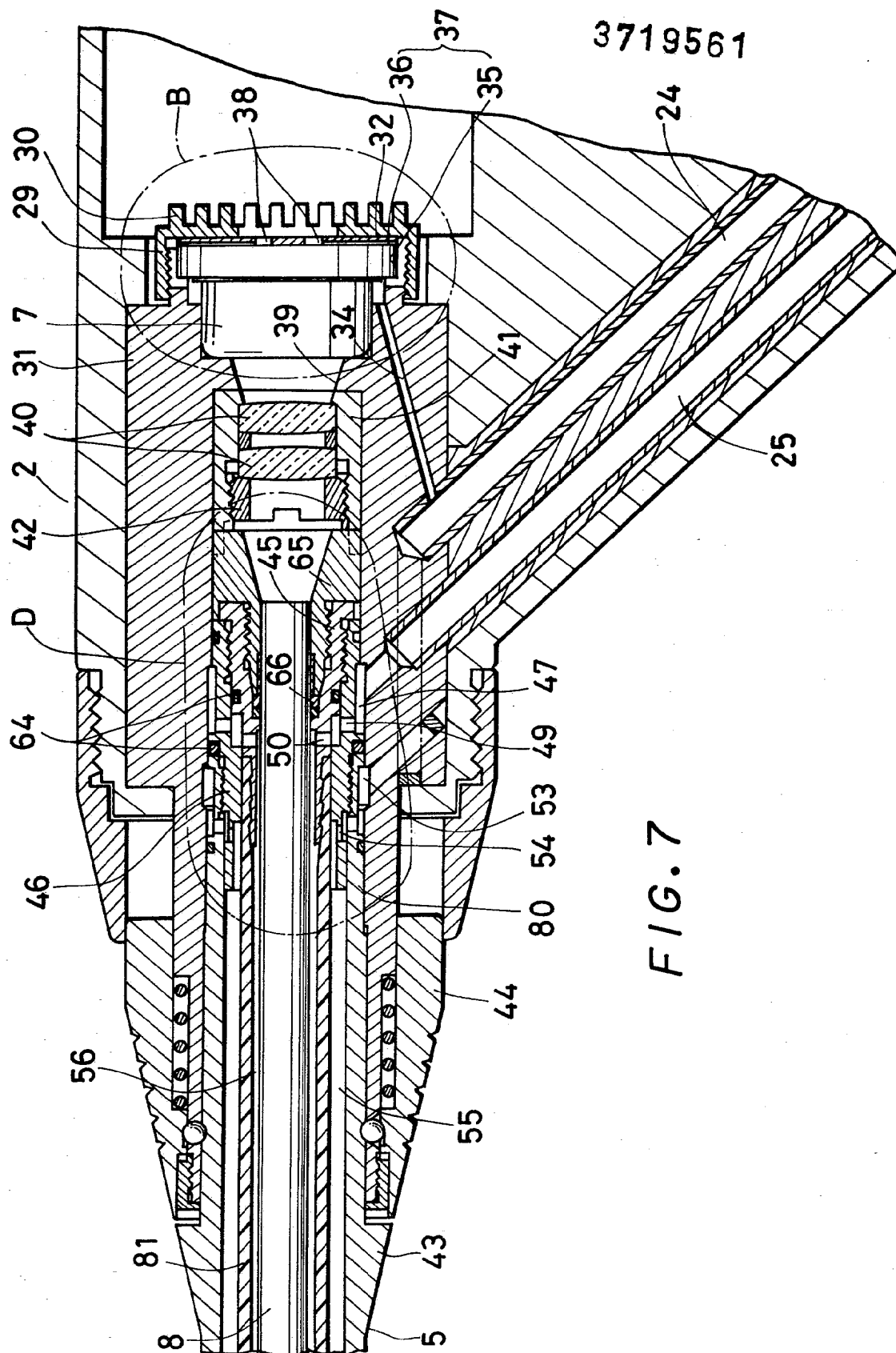
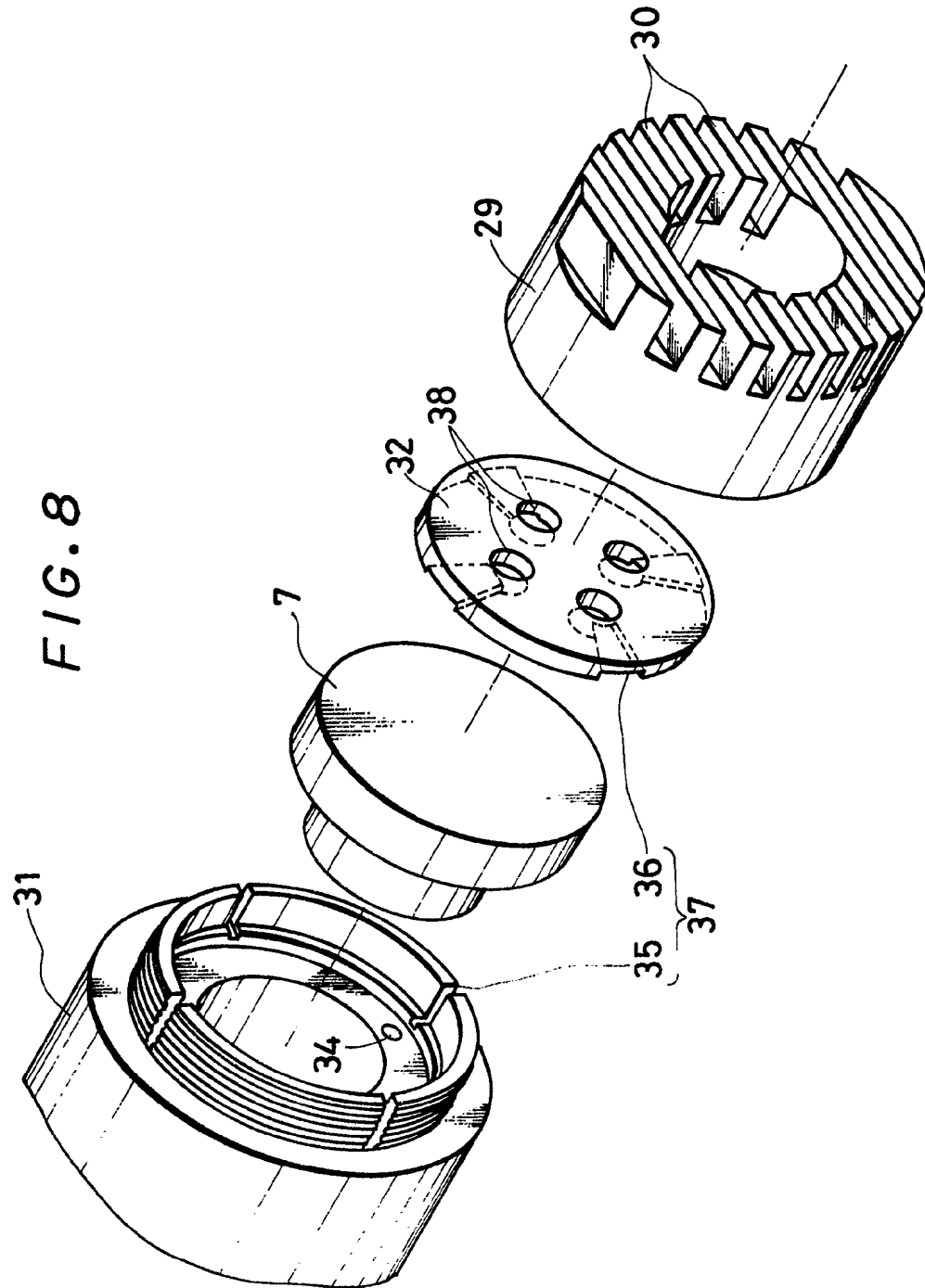


FIG. 6

3719561



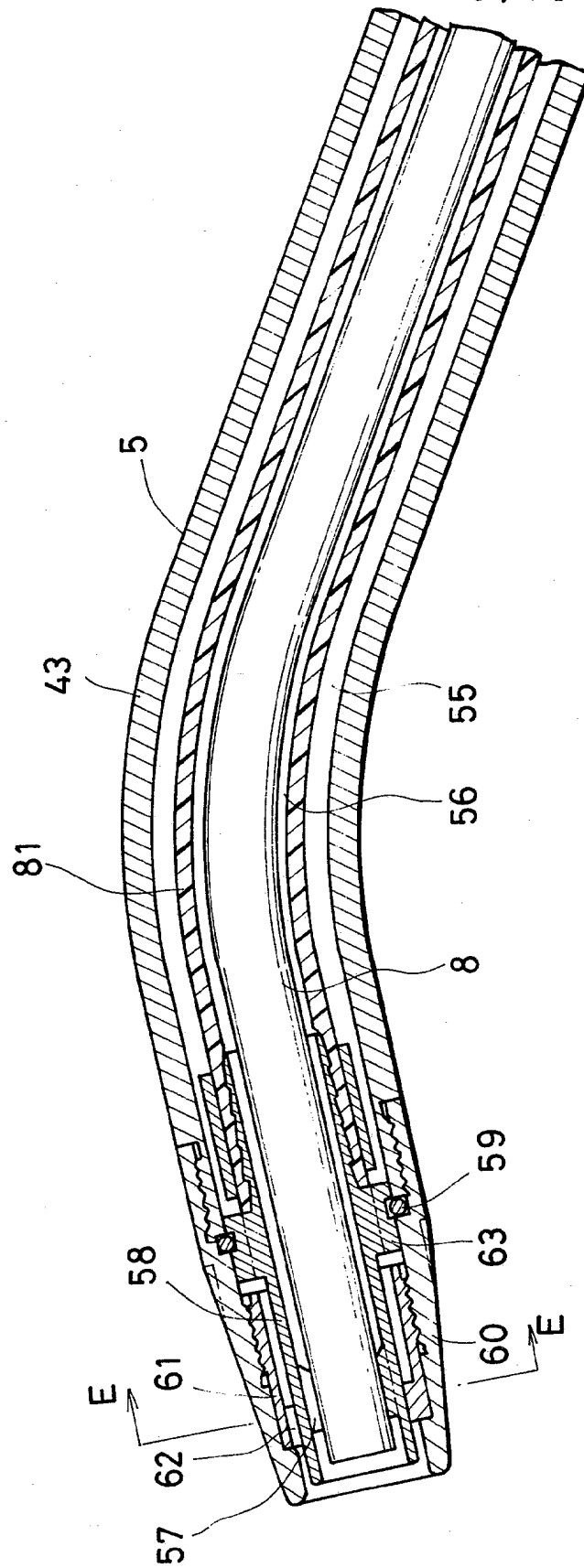
3719561



110807

3719561

FIG. 9



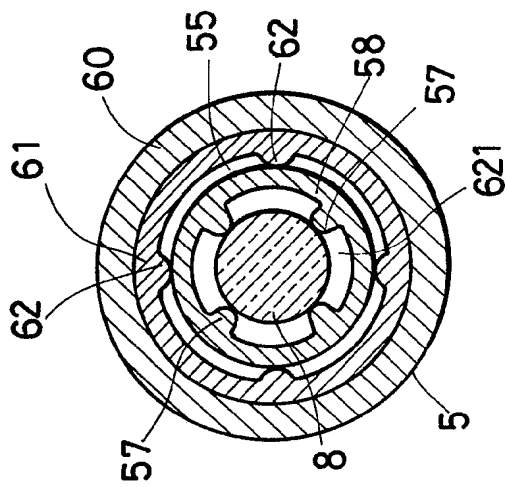


FIG. 11

FIG. 10

